

反射法による骨の超音波診断に関する基礎的研究

著者	浅井 仁
学位授与機関	Tohoku University
URL	http://hdl.handle.net/10097/55147

反射法による骨の超音波診断に
関する基礎研究

浅井 仁

目次

総論	1
1.1 本研究の背景	1
1.2 本研究の目的	4
1.3 本研究の構成	5
博士学位論文	
2 超音波パルス反射法による骨の音響インピーダンス測定の基礎的検討	6
2.1 概要	6
2.2 音の機械学的性質	8
2.3 測定方法と測定システム	10
2.3.1 反射法による骨の超音波診断に	10
2.3.2 測定システム	13
2.3.3 測定結果	15
2.4 測定結果	17
2.5 結論	19
3 超音波反射法による骨の音響インピーダンス測定に基づいた骨の	
診断システム	22
3.1 概要	22
3.2 反射法による音響インピーダンス測定法の概要	23
3.3 実験装置の反射係数と音響特性の測定	24
3.4 測定方法と測定結果	25
3.5 モデル実験に対する検討	27
3.5.1 モデル実験に用いる試料の音響特性の測定	30
3.5.2 モデル実験の結果と考察	31

浅井 仁

平成 8 年 12 月

目次

1	緒論	1
1.1	本研究の背景	1
1.2	本研究の目的	4
1.3	本論文の構成	5
2	超音波パルス反射法による骨切片試料の基礎音響特性の測定	8
2.1	緒言	8
2.2	骨の組織学的構造	8
2.3	測定方法ならびにシステム	10
2.3.1	測定方法	10
2.3.2	測定システム	13
2.3.3	測定試料	15
2.4	測定結果	17
2.5	結言	19
3	超音波反射法による骨の音響インピーダンス測定に基づく骨の診断システム	22
3.1	緒言	22
3.2	従来法による音響インピーダンス測定法の問題点	23
3.3	皮膚表面の反射損と軟組織内の減衰損の補正法	23
3.4	測定方法と測定システム	25
3.5	モデル試料に対する測定	28
3.5.1	モデル実験に用いる試料の音響特性の測定	30
3.5.2	モデル1(アクリル/ペークライト)	31

3.5.3	モデル2(ゴム/ペークライト)	34
3.5.4	モデル実験結果の検討	36
3.6	踵骨部に関する <i>in vivo</i> 計測	37
3.7	結言	40
4	超音波反射法による骨の音速測定に基づく骨の診断システム	42
4.1	緒言	42
4.2	漏洩表面擬似縦波速度の測定法とその特徴	43
4.2.1	$V(z)$ 曲線	44
4.3	1MHz帯の漏洩表面擬似縦波の励振と検出	47
4.3.1	測定システム	47
4.3.2	実験ならびに結果	49
4.4	マイクロデフォーカス法による1MHz帯の漏洩表面擬似縦波の 励振と検出	53
4.4.1	マイクロデフォーカス法の原理と測定システム	54
4.4.2	実験ならびに結果	56
4.5	結言	63
5	音響インピーダンスと漏洩表面擬似縦波速度の同時測定システム	66
5.1	緒言	66
5.2	音響インピーダンス測定と音速測定による弾性定数, 密度測定法の原理	67
5.2.1	測定システムならびに実験	71

5.3	トランスジューサの水平移動による漏洩表面擬似縦波速度測定法	73
5.3.1	骨周りの軟組織が測定に与える影響	73
5.3.2	水平移動による漏洩表面擬似縦波速度測定法とシステム	80
5.3.3	測定ならびに結果	83
5.4	結言	85
6	結論	89
	謝辞	95
	参考文献	97
	論文リスト	101

第1章 緒論

1.1 本研究の背景

高齢化社会を迎えて、高齢者に特有の疾患に関する関心が高まっている。特に骨粗鬆症は骨折の原因となるため、高齢者疾患の中でも予防医学上重要なものの一つにあげられる。骨粗鬆症は女性に多く見られる疾患とされていたが、最近になって、男性にも多く見られることがわかってきている。高齢者の骨折は、寝たきりにつながって社会的な負担が大きくなるため、早期発見、予防の導入が重要であると考えられている。このためには、簡便で、繰り返し測定のできる非侵襲的な診断法が強く望まれる。

現在の骨粗鬆症の診断法は、放射線を利用した骨塩定量法が主である。 γ 線による single photon absorptiometry (SPA) 法 [1], dual photon absorptiometry (DPA) 法 [1], X線による single X-ray absorptiometry (SXA) 法 [2], dual X-ray absorptiometry (DXA) 法 [2], quantitative computed tomography (QCT) 法 [1] がある。しかし、これらの診断法は骨量の変化を評価するもので、骨質について評価するのは困難である。また、 γ 線、X線を用いた診断法は、放射線の被曝などの問題があり、定期的な診断には適していない [1, 2]。また、管理区域が必要であり、診療所や外来で手軽に診断するというわけにはいかない側面がある。さらに、装置が大型で高価であり、コストがかかるという問題もある。

非侵襲的な診断法としては、超音波診断法の利用が考えられる。

超音波診断装置は小型で比較的安価であり、放射線を用いないため手軽に診断を行うことができ、医療現場に広く普及している。しかし、これまでは生体内部の軟組織の画像化が主であり、骨のような硬組織への応用はあまり進んでいないのが現状である。超音波による骨の診断が可能になれば、非侵襲的に、手軽に何度でも測定を行うことが可能になる。しかも、これまでの γ 線やX線による診断法が骨の量に着目した診断であるのに対し、超音波による診断では、骨の強度に関連する弾性的な性質の面から骨の質を評価できるという特徴がある。

超音波による骨の弾性的な性質の測定に関するこれまでの研究データは、Gossら[3]によってまとめられている。まず1949年に、Thieismannらによって骨の *in vitro* での音速測定が試みられている[4]。しかし、超音波による骨の診断に関する研究は、1950年代末期から開始されている。たとえば、1958年にAnastらは、20kHzの音響振動の伝搬速度と骨折の治癒状態との関連性について *in vivo* で測定し、その結果を踏まえて、骨粗鬆症の診断に超音波を利用することを提案している[5]。その後、1966年にはSelleらが尺骨の共振周波数および尺骨の長さと骨の密度との関連性を示し[6]、1970年にはAbendscheinらが切り出したヒトの骨切片試料の音速を100 kHzで測定し、荷重法で測定した骨の破壊強さと音速との関連性を示している[7]。1973年にはCravenらが、X線写真によって骨の厚さを測定し、5MHzの超音波の伝搬時間を反射法で測定して、尺骨の径方向の音速を *in vivo* で測定し、年齢や

閉経により音速が低下することを示している[8]. 1977年にはWhitingらが, 超音波の反射率の角度依存性から臨界角を求め, 骨の音速を決定する方法を提案している[9].

1980年代に入って, 透過法を中心として, より実用に近い測定法が提案されるようになり, 1984年にLangtonらは, 踵骨部の減衰の周波数依存性を0.2-1.2 MHzで透過法によって測定し, 閉経との関連性を示して, 減衰の周波数依存性を骨の診断法に応用することを提案した[10]. 1988年にBaranらは, この方法によって求めた減衰の周波数依存係数をBUA(Broadband Ultrasound Attenuation)と名付け, BUAと骨量との関連性を示し[11], また1989年には, Heaneyらが膝蓋骨を一对のトランスジューサで挟み, 見かけの伝搬速度AVU(Apparent Velocity of Ultrasound)を測定して, 骨粗鬆症患者と健常者の音速に有意な差があることを示している[12]. 以上述べたように, これまでの研究は透過法による音速・減衰測定がほとんどで, 現在ではその一部が実用化されている. 臨床的には, 音速・減衰測定値を放射線による骨密度測定値であるBMC(Bone Mineral Content)やBMD(Bone Mineral Density)などと関連させて診断が行なわれ, 骨の状態と音速や減衰測定値との関連性などに関する議論が十分には成されていないようである. このように, 弾性的な性質を評価できる超音波測定の特徴が臨床面で診断に十分活かされていないのは, 市販されている装置から得られる情報に曖昧さが残っているからであると考ええる. また, 現在の透過法では測定部位が踵骨部などに限定されてしまうという問題もある.

そこで、筆者は測定部位を踵骨部などの特定の部位にこだわる必要のない反射法に関する研究を取り上げた次第である。筆者が反射法を取り上げた頃[13]は、まだ反射法に関する研究は殆んど成されていなかった。最近、反射法による研究が取り上げられるようになり、我国では1995年に、石井らにより脛骨の音響インピーダンスを測定し、骨の診断を行なうことが提案されている[14]。

筆者は、東北大学大学院工学研究科の学生として、1986年より中鉢研究室において生体組織の音響特性測定法に関する研究に携わってきた。筆者が本論文にまとめた骨の超音波診断の研究に着手したのは1990年であるが、中鉢研究室では既に1986年頃から骨や歯などの硬組織の音響特性の評価に関する研究が開始されていた[15]。特に、超音波顕微鏡を用いて骨や歯のミクロな部分の画像や音速と減衰の定量計測に関する研究が続けられていた。本研究において反射法による骨の診断装置を開発できたのも、装置を構成する上で重要な技術である音速測定に関して、超音波顕微鏡の原理が使えることに気付いたからである。

1.2 本研究の目的

このような状況にあって本研究では、骨の診断装置の開発にあたって、超音波反射法をとりあげて *in vivo* でヒトの骨の弾性的性質を測定できる新しい方式と装置の開発を行うことを目的とする。具体的には、まず、反射法により骨の音響インピーダンスを測定する方法

において、これまで考慮されていなかった超音波の皮膚表面での反射損と軟組織内での伝搬損が測定に及ぼす影響について検討を行い、骨の正確な音響インピーダンスを測定する方法について検討する。次に、反射法により骨の音速を測定する方法として超音波顕微鏡的手法による音速測定法について検討する。さらに、これらの反射法による音響インピーダンス測定と漏洩表面擬似縦波速度測定との両測定の組み合わせ構成により、骨の局所の弾性定数と密度を測定・評価できる計測システムを開発する。

反射法では骨の表面及び表面近傍の特性を良く反映すると考えられるので、緻密骨に関する情報を得ることが可能である。また、骨は内部での超音波の損失が大きく、骨の表面における反射も大きいことから、透過法よりも反射法の方が測定が容易であると考えられる。さらに、反射型の構成では、骨を挟んだ反対側には超音波トランスジューサを配置する必要がないため、測定部位を踵骨部など特定の部位にこだわる必要がないという特徴がある。

1.3 本論文の構成

本論文は、6章よりなる。

第1章は緒論である。この章では、本研究の背景と目的について述べる。

第2章では、骨の超音波診断システムを構築するために必要な骨の弾性的性質について、これまでの研究データを調査するとともに、

具体的に測定システムを構築するにあたって，その基礎データを得るために，超音波パルス反射法による骨の音速ならびに減衰の測定を *in vitro* で行う．

第3章では，超音波反射法による骨のインピーダンス測定に基づく骨の診断システムについて検討する．伝送線路モデルを用いて測定系の解析を行い，これまで検討されていなかった皮膚表面での反射損と軟組織内での伝搬損を補正する方法を提案する．さらに，ベークライトやアクリルを用いたモデル試料ならびにヒトの踵骨部の測定に本手法を適用してその有効性を示す．

第4章では，反射法による骨の音速測定に基づく骨の診断システムについて検討する．まず，超音波顕微鏡的手法を取り入れて， $V(z)$ 曲線解析法に基づき骨の漏洩表面擬似縦波速度を周波数 1 MHz で測定するシステムを構築し，基礎実験を行う．骨の $V(z)$ 曲線は減衰が大きいため周期数が短く，従来の周期分析に基づく解析法にかわる方法としてマイクロデフォーカス法を導入する．マイクロデフォーカス法に基づく測定システムを構築して基礎実験を行う．

第5章では，第3章の音響インピーダンス測定と第4章の漏洩表面擬似縦波速度測定の両測定法を組み合わせ，骨の同一の測定部分について音響インピーダンスと音速を測定することにより，弾性定数と密度を非侵襲的に計測できる診断システムを開発する．さらに，マイクロデフォーカス法におけるデバイスの移動方式として，垂直移動から水平移動に変更することにより，軟組織の影響が軽減され，

現在使用されている超音波診断装置に組み込むことが可能となるようなシステムを提案する．水平移動方式のシステムを構築し，固体材料を用いて基礎実験を行って垂直移動方式と水平移動方式の両方式による測定値の比較により水平移動方式によっても漏洩表面擬似縦波速度の測定が可能であることを示す．

第6章は結論である．

2.2 骨の経理学的構造

図2.1(a)に示すように，骨は何本の構造がある．骨髄骨の構造は，骨髄腔の周囲に骨質層（骨質層）の層から成り立つ．骨質層は，骨髄腔に密着して存在し，その表面は骨質層で覆われている．骨質層は，骨の表面に存在し，その中心部は骨髄腔に空っぽの円筒状で骨の構造と平行なハバース管と呼ばれる管状構造がある．ハバース管は骨髄腔とも呼ばれる．ハバース管の中心部は直径が10-100ミクロンのハバース管が通っており，この中に血管や神経が通っている．また，ハバース管どうしを連絡する管としてフォルクマン管が

第2章 超音波パルス反射法による骨切片試料の基礎音響特性の測定

2.1 緒言

この研究を進めるためには骨の弾性的な性質についてこれまでの測定データを調査するとともに，具体的に測定システムを構築するにあたって，その基礎データを得るために，*in vitro*での測定データを把握しておく必要がある．そこで本章では，数MHz～数十MHz帯におけるバルク縦波超音波に対する骨の音響特性を超音波パルス反射法によって測定した．具体的には牛の大腿骨を取り上げて，その直交する3方向について音速及び減衰定数を測定した．

2.2 骨の組織学的構造

図2.1[16]に示すように，骨は網状の構造を有する海綿骨の部分と緻密性の皮質骨(緻密骨)の部分とに大別される．海綿骨は，骨内面に網目状に存在し，その表面積は極めて大きい．皮質骨は，骨の表面に存在し，その主たる構造は図2.2[16]に示すように同心円状で骨の軸と平行なハバース系と呼ばれる層板構造である．ハバース系は骨単位とも呼ばれる．ハバース系の中心には直径が10～100ミクロンのハバース管が縦走しており，この中に血管や神経が納められている．また，ハバース管どうしを連絡する管としてフォルクマン管が

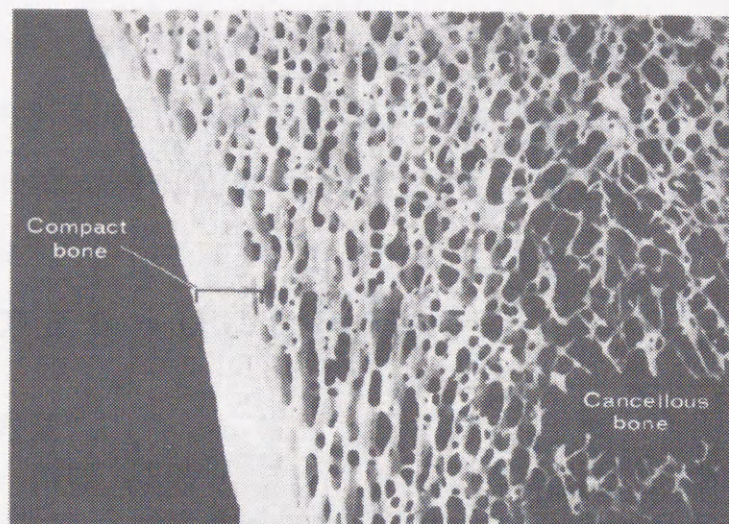


図 2.1 皮質骨と海綿骨[16]

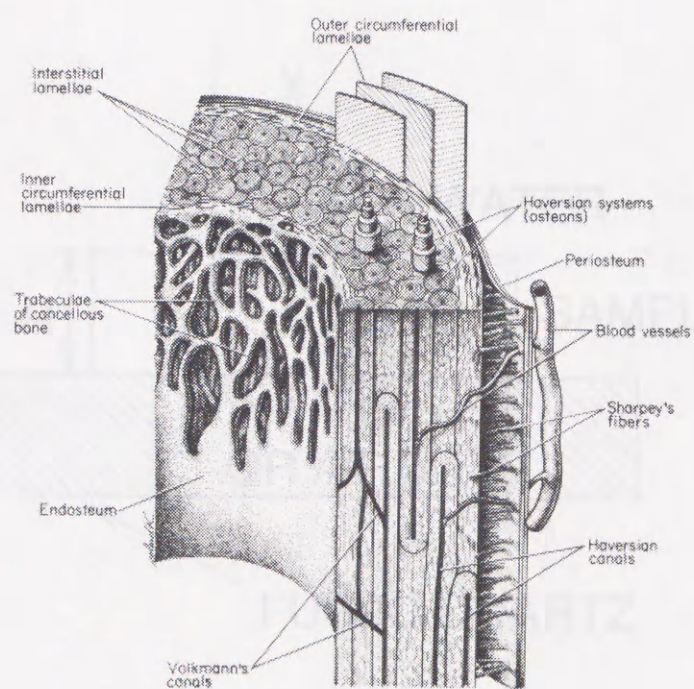


図 2.2 骨の構造[16]

ハバース系の層板を貫いて横走している。ハバース系を構成する層板の数は4~20で、各層板の厚さは3~7ミクロンである。皮質骨の外側は、骨膜と呼ばれる線維性の皮膜で覆われている。また、同様に骨内面は骨内膜で覆われている。

2.3 測定方法ならびにシステム

2.3.1 測定方法

図2.3に測定系の構成を示す。図2.3のように厚さを予め測定した平板状試料を適当な厚さのスペーサ上に設置し、水を介して平面超音波を試料面に対して垂直入射させる。通常のパルス反射法では図2.3に

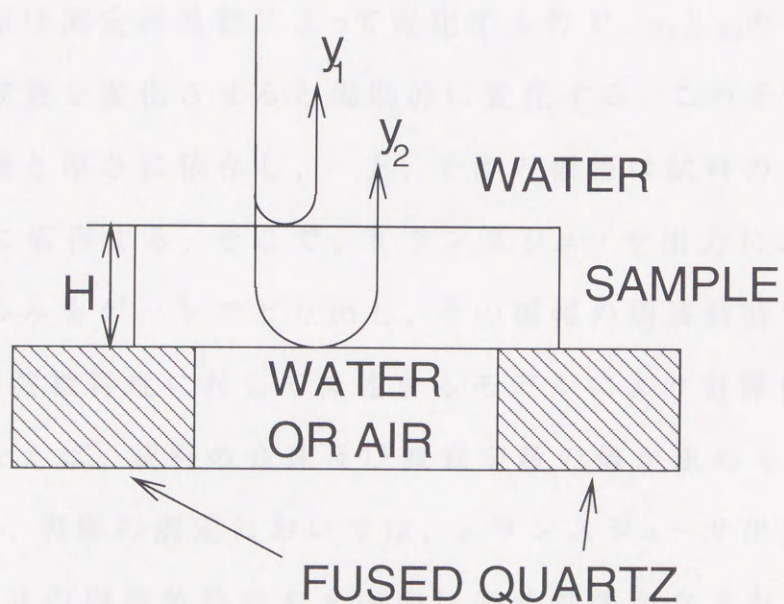


図 2.3 測定系と測定信号

示す y_1 及び y_2 の信号を測定して、2つの信号の時間差から音速を、振幅変化から減衰定数をもとめているが、骨試料の場合には、伝搬減衰が大きいので y_2 信号について十分な S/N で測定することが難しい。そこでここでは干渉法によって測定を行なった。また、骨試料の乾燥を避けるため試料の裏面は水と接するのが望ましいが、10~50MHz の測定においては y_2 信号成分の振幅を大きくとるために試料の裏面を空気とした。

試料表面からの反射波 y_1 と裏面からの反射波 y_2 とが時間的に重なるように超音波トランスジューサを駆動する RF パーストパルスのパルス幅を拡大し、超音波のパルス長を試料中の往復伝搬時間に対して十分に長くとり、この2つのパルスを干渉させる。 y_1 と y_2 の信号の間の位相差は測定周波数によって変化するので、 y_1 と y_2 の干渉信号の振幅は周波数を変化させると周期的に変化する。この干渉の周期は試料の音速と厚さに依存し、一方、干渉の振幅は試料の反射係数や減衰定数に依存する。そこで、トランスジューサ出力におけるこの干渉部分のみをゲートでとり出し、その振幅の周波数特性を測定する。この周波数特性に対して後述するモデルにより計算機フィッティングを行なえば、試料の音速及び減衰定数の値が求められる。

ところで、実際の測定においては、トランスジューサ出力にはトランスジューサの周波数特性や水中の伝搬特性等が含まれている。そこで本研究では、反射係数が既知の厚い板状試料、たとえば熔融石英板を基準反射体として用いて、干渉信号の周波数特性のみを抽出

することにした。すなわち，干渉信号($y_1 + y_2$)について測定された振幅を基準反射体の表面からの反射信号 y_0 の振幅で除せば，測定された y_0 と($y_1 + y_2$)に共通な周波数特性である上記のトランスジューサの周波数特性や水中の伝搬特性等の影響を取り除くことができる。

図2.3の測定系に対してここでは，図2.4のような伝送線モデルを考える。すなわち， y_0 ， y_1 ， y_2 の信号はそれぞれ次のように表わされる。

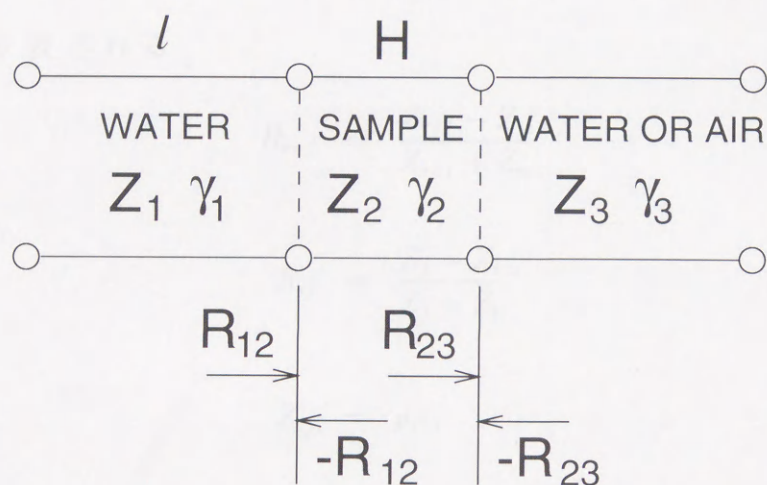


図 2.4 伝送線路モデル

$$y_0 = A \cdot R_{ref} \cdot \exp(-2\gamma_1 \ell) \quad (2.1)$$

$$y_1 = A \cdot R_{12} \cdot \exp(-2\gamma_1 \ell) \quad (2.2)$$

$$y_2 = A \cdot (1 - R_{12}^2) \cdot R_{23} \cdot \exp(-2\gamma_1 \ell) \cdot \exp(-2\gamma_2 H) \quad (2.3)$$

ここで， R_{ref} は，水の音響インピーダンス Z_w と基準反射体のインピーダンス Z_{ref} で決まる水/基準反射体における反射係数である。また，

R_{12}, R_{23} は、それぞれ、第1層と第2層、第2層と第3層の境界における反射係数であり、各層の音響インピーダンス Z_i の値により定まる。(2.1)-(2.3)式より、

$$R_{ref} \cdot \frac{y_1 + y_2}{y_0} = R_{12} + (1 - R_{12}^2) R_{23} \cdot \exp(-2\gamma_2 H) \quad (2.4)$$

音響インピーダンス Z は、各層の密度 ρ と音速 v の積である。 γ_1, γ_2 は、試料の音速 v と減衰定数 α で決定される伝搬定数である。これらは、次式により表される。

$$R_{ref} = \frac{Z_{ref} - Z_w}{Z_{ref} + Z_w} \quad (2.5)$$

$$R_{ij} = \frac{Z_j - Z_i}{Z_j + Z_i} \quad (2.6)$$

$$Z_{ij} = \rho_i v_i \quad (2.7)$$

$$\gamma_i = \alpha_i + j \frac{\omega}{v_i} \quad (2.8)$$

y_0, y_1, y_2 の信号を測定して (2.4) 式の左辺の量を抽出し、右辺の式によって計算機フィッティングを行なう。フィッティングにおける具体的なパラメータは試料の密度 ρ 、音速 v 、減衰定数 α である。なお、減衰定数の周波数特性については、 $\alpha \propto f^x$ の x を仮定しながらフィッティングを行う。

2.3.2 測定システム

図2.5に測定システムのブロック図を示す。ゲート回路のスイッチン

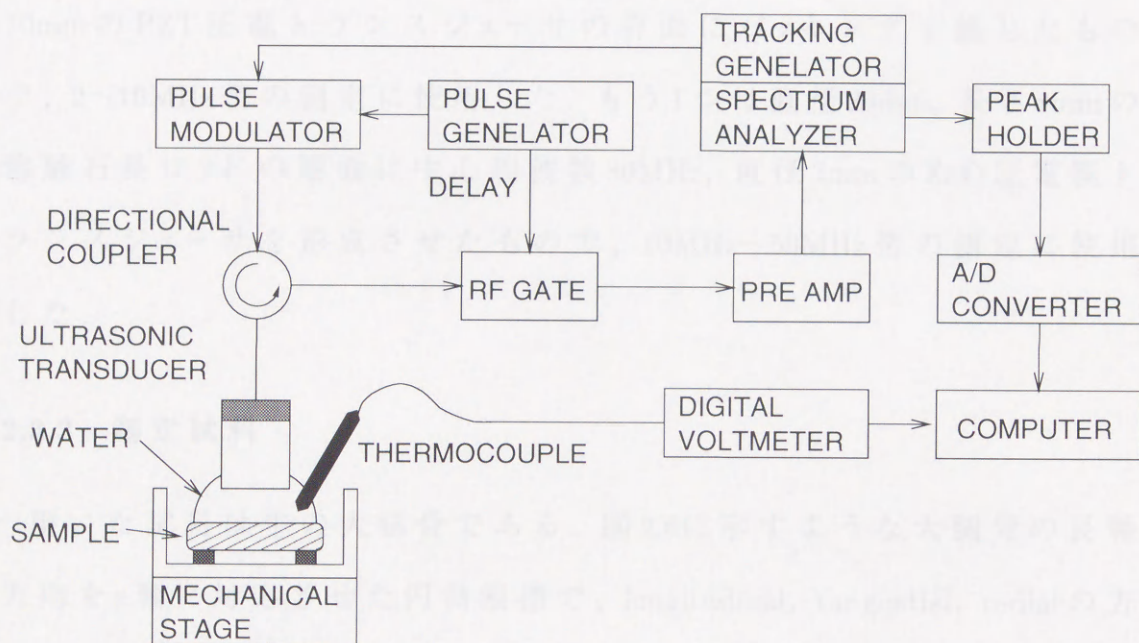


図 2.5 パルス反射法による音速・減衰定数測定システム

ゲノイズを除去するためのハイパスフィルタ (HPF) のカットオフ周波数は2~10MHz帯の測定に対しては1.5MHz, 10~50MHz帯の測定に対しては10MHzとした。また, 方向性結合器は2MHzまで使用できるものを用いた。

数MHz帯から数十MHz帯における音響特性を測定するために, 2種類の平面トランスジューサを用いた。1つは中心周波数7MHz, 直径10mmのPZT圧電トランスジューサの背面にバッキングを施したもので, 2~10MHz帯の測定に使用した。もう1つは直径20mm, 長さ8mmの溶融石英ロッドの端面に中心周波数80MHz, 直径3mmのZnO圧電膜トランスジューサを形成させたもので, 10MHz~50MHz帯の測定に使用した。

2.3.3 測定試料

用いた試料は牛の大腿骨である。図2.6に示すような大腿骨の長軸方向をz軸に対応させた円筒座標で, longitudinal, tangential, radialの方向を定義し, 各方向に音波を伝搬させるため図2.7のような3種類の平板状の試料を準備した。試料の厚さは2~10MHzでの測定に対しては約3mm, また10~50MHzでの測定に対しては約0.5mmとし, 表面と裏面を粒径1ミクロンまでのラッピングフィルムで平行に研磨した。試料の大きさは約15mm × 20mmである。

2.4 測定結果

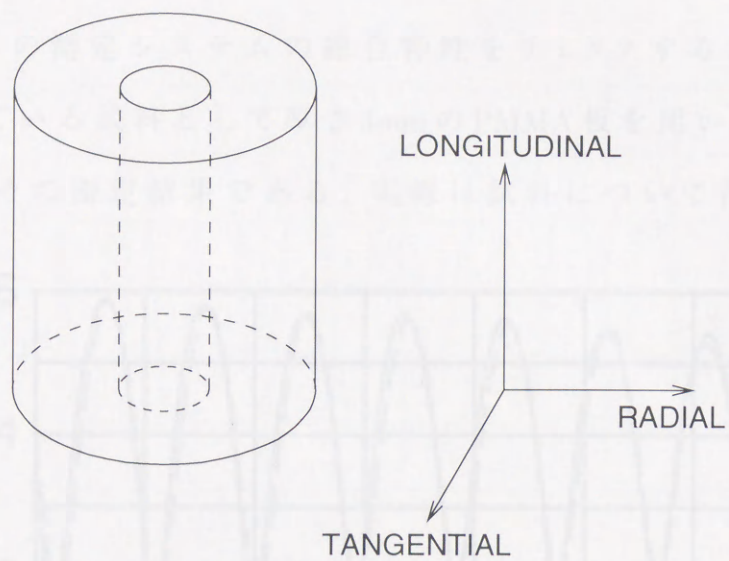
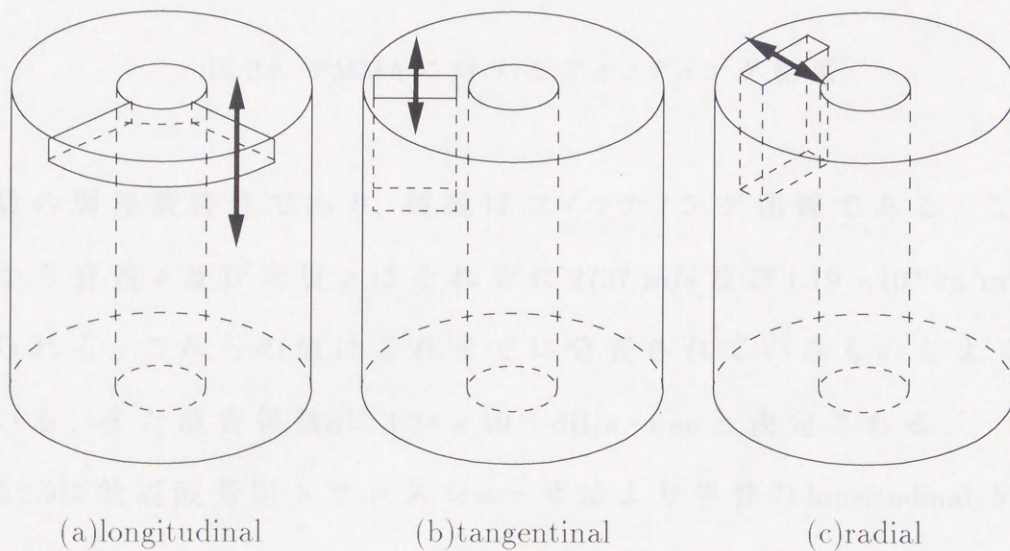


図 2.6 牛骨試料の座標軸



(a)longitudinal

(b)tangential

(c)radial

図 2.7 牛骨試料の切り出し方法

2.4 測定結果

まず、この測定システムの総合特性をチェックするため、音響特性が分かっている試料として厚さ3mmのPMMA板を用いて実験を行った。図2.8はその測定結果である。実線は試料について得られた反射

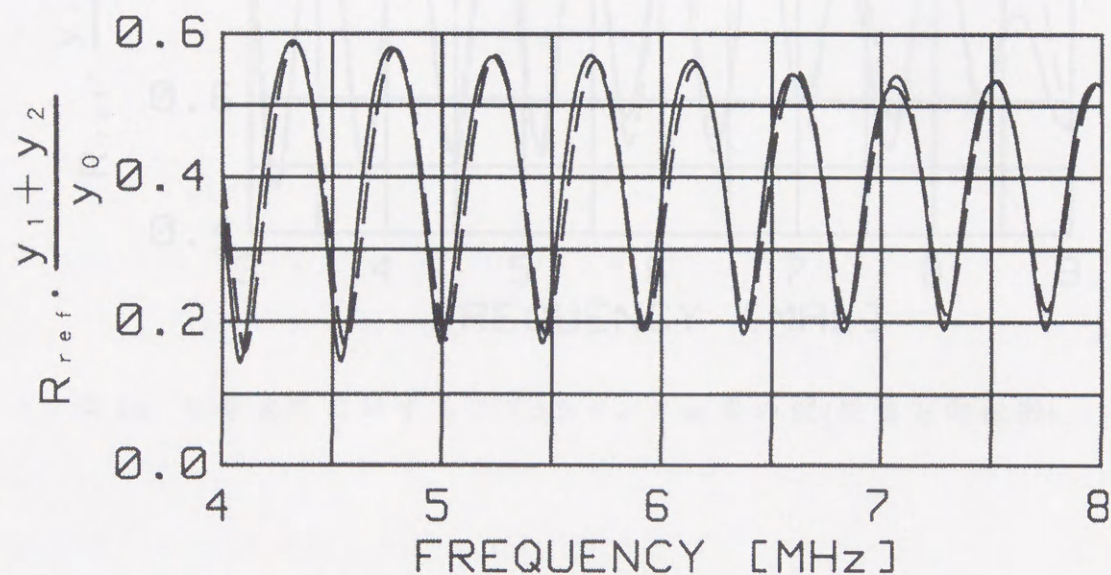


図2.8 PMMAに対するフィッティング結果

係数の周波数特性であり、破線はフィッティング曲線である。この結果から音速 v 及び密度 ρ はそれぞれ2737 m/s及び 1.19×10^6 kg/m³と求められる。これらの値はこれまでに発表されているものとよく合っている。また減衰係数 α は 1.38×10^{-7} dB/s \cdot mmと決定される。

図2.9は低周波帯用トランスジューサにより牛骨のlongitudinal方向伝搬について測定した結果の一例である。試料の厚さは3.344mmである。表2.1に3つの軸方向の試料に対して得られた音速の測定結果

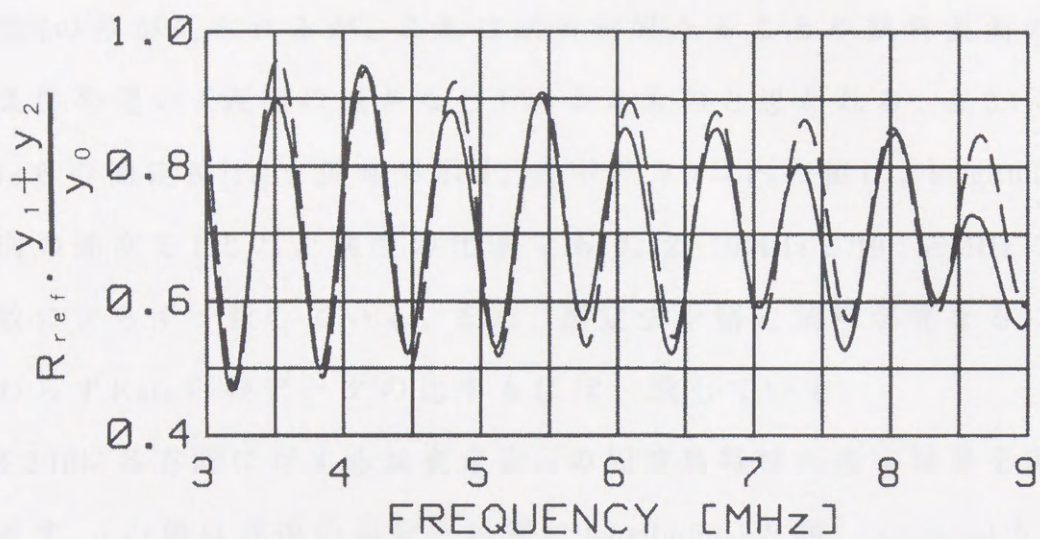


図 2.9 牛骨試料に対するフィッティング結果の例(長軸方向伝搬)

表 2.1 牛骨の3方向の音速測定結果

	longitudinal v_{33} [m/s]	tangential v_{22} [m/s]	radial v_{11} [m/s]
2-10MHz	4290 (1)	3410 (0.79)	3360 (0.78)
10-50MHz	4490 (1)	3700 (0.82)	3400 (0.76)
Katz et al 1-12MHz	4160 (1)	3500 (0.84)	3150 (0.76)

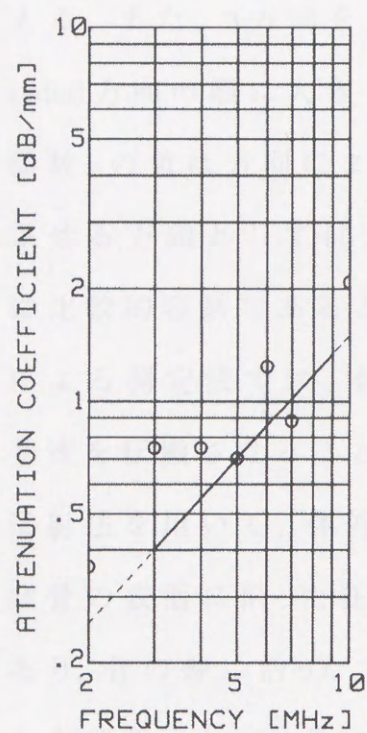
を示す. 音速値は longitudinal 方向, tangential 方向, radial 方向の順に小さくなっている. 2~10MHz に対する値と 10~50MHz に対する値との間に数%の差が見られるが, これは試料が異なることや試料表面の処理条件の違い(表面の粗さなど)によるものと思われる. 表 2.1 には Katz らの測定値[17]を併せて示す. 表中のカッコ内の値は, longitudinal 方向の速度を 1 とした速度の比率であり, 2~10MHz と 10~50MHz の周波数によらず一致している. また, 測定法や測定試料が異なるにも関わらず Katz らのデータの比率もほぼ一致している.

図 2.10 に各方向に対する減衰定数 α の周波数特性の測定結果を実線で示す. α の値は音速の場合とは逆に longitudinal 方向, tangential 方向, radial 方向の順に大きくなる傾向がみられ, また $\alpha \propto f^x$ の周波数依存係数 x の値はほぼ 1 である. 図中には比較のため Katz らの測定値[17]を○印で示してある. Katz らの α の値はいずれの方向に対しても本測定結果に比べて大きくなっているが, 伝搬方向に対する減衰定数の違いや周波数依存性の傾向はほぼ一致している.

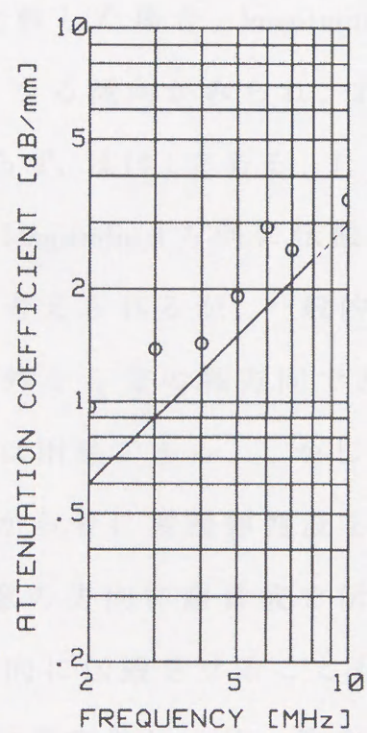
2.5 結言

本章では, 本研究を進めるための基礎データとして, 数 MHz~数十 MHz 帯におけるバルク縦波超音波に対する骨の音響特性を *in vitro* で測定した. 具体的には牛の大腿骨を取り上げて, その直交する 3 方向について音速及び減衰特性を測定した.

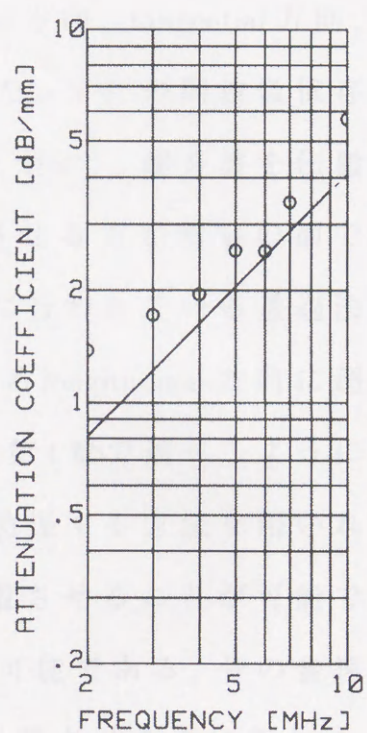
3 方向についての音速測定結果から, 骨の音速は, 骨の軸に沿った



(a)longitudinal



(b)tangential



(c)radial

図 2.10 牛骨の減衰定数測定結果

方向である longitudinal 方向が最も速く, tangential 方向, radial 方向の順に小さく, その速度の比率はほぼ一定であった. したがって, それぞれの方向に対応する弾性定数の比率もほぼ一定であると考ええる.

また, 減衰定数の周波数依存性の測定結果から, 骨の減衰は大きく, 骨の診断には 1MHz 程度の超音波を用いることが適当であると考ええる. また, 3 方向を比較した場合, longitudinal 方向, tangential 方向, radial 方向の順に大きくなる傾向がみられ, また $\alpha \propto f^x$ の周波数依存係数 x の値は方向によらず, ほぼ 1 である. したがって, 超音波を伝搬させる方向としては, longitudinal 方向に伝搬させる方が測定の面では比較的容易であると考えられるが, 一般的に行われている透過法による測定法では, 体外から骨の軸方向である longitudinal 方向に超音波を伝搬させることは困難である. しかし, 第 4 章で述べるように反射法を用いて, 体外から骨に漏洩弾性波を励振する方法を用いれば骨の表面に沿った任意の方向に超音波を伝搬させることが可能であり, 骨の軸に沿った方向に伝搬させることも可能である. 骨の音速から判断すれば, 骨には通常のレーリー波を励振させるのは難しく, 漏洩表面擬似縦波 (leaky surface skimming compressional wave; LSSCW) あるいは leaky lateral wave と呼ばれている弾性波モードを対象とすればよいと考える.

第3章 超音波反射法による骨の音響インピーダンス測定に基づく骨の診断システム

3.1 緒言

本章では，反射法による骨の超音波診断法として，音響インピーダンス測定に基づくシステムについて検討する．音響インピーダンス法[14]は，反射係数測定により骨の音響インピーダンスを求める方法である．反射法で測定を行うので減衰が大きな骨の中に超音波を伝搬させる必要がないという利点がある．また，音響インピーダンス Z は，密度 ρ と音速 v の積($\rho \times v$)で表される物理量であるので，音速の変化よりも骨の変化を敏感に反映することが期待されている．これまでに，骨密度と高い相関が確かめられているが，軟組織表面における反射と軟組織内における減衰の両方を考慮していないという問題がある[14]．

そこで本研究では，骨周囲の軟組織の影響を除去し，骨のみの音響インピーダンスを推定する新しい診断法を提案する．まず，踵骨部を，踵骨とその周囲の軟組織からなる2層モデルと考え，その伝送線路モデルを利用して皮膚表面における反射と軟組織内での減衰の影響を除去する方法について検討する．次に，アクリル/ベークライト，ゴム/ベークライトの2層モデルを用いた基礎実験を行ない，この新しい手法の妥当性について検討する．さらに実際に *in vivo* で人の踵骨部に適用し，従来法と比較し本手法が有効であることを示す．

3.2 従来法による音響インピーダンス測定法の問題点

超音波反射法による音響インピーダンス測定の基本原理は次のようなものである。音響インピーダンス Z_1 が既知である媒質1から、音響インピーダンス Z_2 が未知である媒質2との平面境界に平面超音波を垂直に入射して反射係数 R を測定すれば、 Z_2 は次式により求めることができる。

$$Z_2 = Z_1 \times \frac{1+R}{1-R} \quad (3.1)$$

実際にこの手法を骨の音響インピーダンス測定に応用する場合には、骨の周囲に軟組織が介在するため、(a)皮膚表面における反射損失と(b)軟組織内の減衰の両方の影響を考慮する必要がある。しかし、これらの影響はこれまで考慮されてこなかった。

3.3 皮膚表面の反射損と軟組織内の減衰損の補正法

これらの影響を取り除く方法として本研究では、次のような補正方法を提案する。図3.1は測定対象である踵骨部とその伝送線路モデルである。図に示すように、水/軟組織境界からの反射波の振幅よりその境界面における反射係数 R_s 、軟組織/骨境界からの反射波の振幅より、その境界面での反射係数 R'_{wb} を求めることができる。 R'_{wb} は、軟組織の影響を含んだ見かけの反射係数で、軟組織/骨境界における真の反射係数 R_{sb} との間に次のような関係がある。

$$R'_{wb} = T_s \times R_{sb} \times T'_s \times \exp(-2\alpha l) \quad (3.2)$$

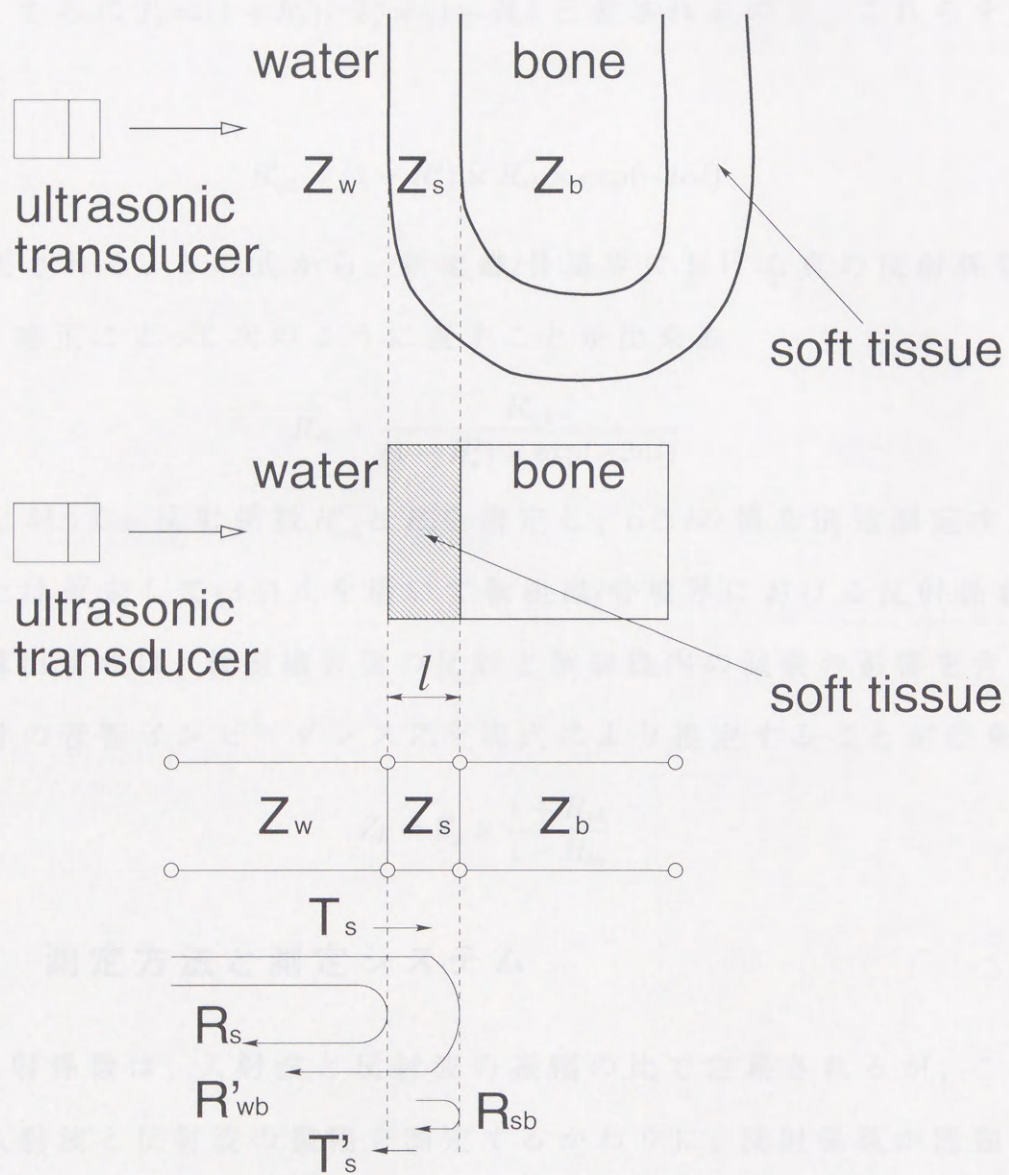


図 3.1 踵骨部の伝送線路モデル

ここで、 T_s, T'_s は、それぞれ水/軟組織境界と軟組織/水境界における透過係数、 α は軟組織内での超音波の減衰定数、 l は軟組織の厚さである。さらに $T_s = (1 + R_s)$, $T'_s = (1 - R_s)$ と表されるので、これらを用いると

$$R'_{wb} = (1 - R_s^2) \times R_{sb} \times \exp(-2\alpha l) \quad (3.3)$$

と表される。この式から、軟組織/骨境界における真の反射係数 R_{sb} は、補正によって次のように表すことが出来る。

$$R_{sb} = \frac{R'_{wb}}{(1 - R_s^2) \times \exp(-2\alpha l)} \quad (3.4)$$

したがって、反射係数 R'_{wb} と R_s を測定し、 α と l の値を別途測定するかまたは仮定して(3.4)式を用いて軟組織/骨境界における反射係数 R_{sb} を算出すれば、軟組織表面の反射と軟組織内の減衰の影響を含まない骨の音響インピーダンス Z_b を次式により推定することが出来る。

$$Z_b = Z_s \times \frac{1 + R_{sb}}{1 - R_{sb}} \quad (3.5)$$

3.4 測定方法と測定システム

反射係数は、入射波と反射波の振幅の比で定義されるが、ここでは入射波と反射波の振幅を測定するかわりに、反射係数が既知の基準試料からの反射波の振幅と測定試料からの反射波の振幅を測定して、比較法により反射係数を測定した。

図3.2と表3.1に水中で骨のインピーダンスを測定するシステムの構成を示す。本システムは、反射法と透過法の両測定法に使用するこ

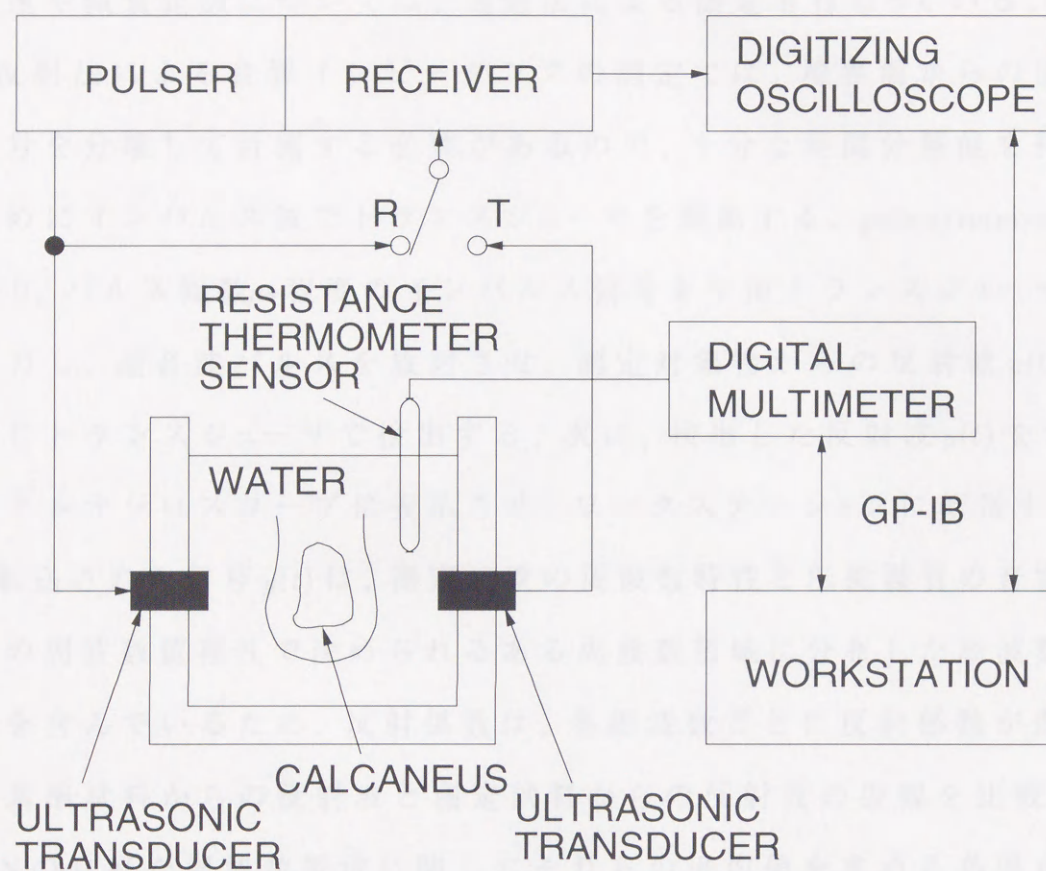


図 3.2 測定システム図

表 3.1 計測システムの設定値

center frequency of transducers	1.0 MHz
distance between two transducers	140 mm
diameter of two transducers	20 mm
sampling frequency	10 MHz

とができる構成となっており，3.5節のモデル実験に使用する材料の音速や減衰定数については，透過法による測定も行なっている．

反射法による音響インピーダンスの測定では，境界面からの反射信号を分離して計測する必要があるので，十分な時間分解能を得るためにインパルス波でトランスジューサを駆動する．pulser/receiverにより，パルス幅数 μs 程度のインパルス信号を平面トランスジューサに入力し，超音波パルスを放射させ，測定対象物からの反射波 $y(t)$ を同じトランスジューサで検出する．次に，検出した反射波 $y(t)$ をデジタルオシロスコープに表示させ，ワークステーションに転送する．

転送された信号 $y(t)$ は，測定装置の周波数特性と伝搬媒質の音響特性の周波数依存性で決められるある周波数帯域に分布した周波数成分を含んでいるため，反射係数は，各周波数ごとに反射係数が既知の基準試料からの反射波と測定試料からの反射波の振幅を比較し，S/Nの良好な周波数帯域に関してそれらの平均値を求める必要がある．そこでまず，基準試料からの反射波 $y_r(t)$ と測定試料からの反射波 $y_s(t)$ のそれぞれについて高速フーリエ変換(FFT)解析することによりパワースペクトル $P_r(f)$ ， $P_s(f)$ を求める．次に，各周波数成分ごとに $P_s(f)$ と $P_r(f)$ の比の平方根を計算して，各周波数 f における反射係数 $R(f)$ を決定する．水/基準試料境界における音圧反射係数を R_0 ，水/被測定試料境界における音圧反射係数を $R(f)$ とすると，水/基準試料境界からの反射信号のパワースペクトル $P_r(f)$ と水/被測定試料境界からの反射信号のパワースペクトル $P_s(f)$ を測定すれば，反射係

数 $R(f)$ は次式により求めることができる。

$$R(f) = \sqrt{\frac{P_s(f)}{P_r(f)}} \times R_0 \quad (3.6)$$

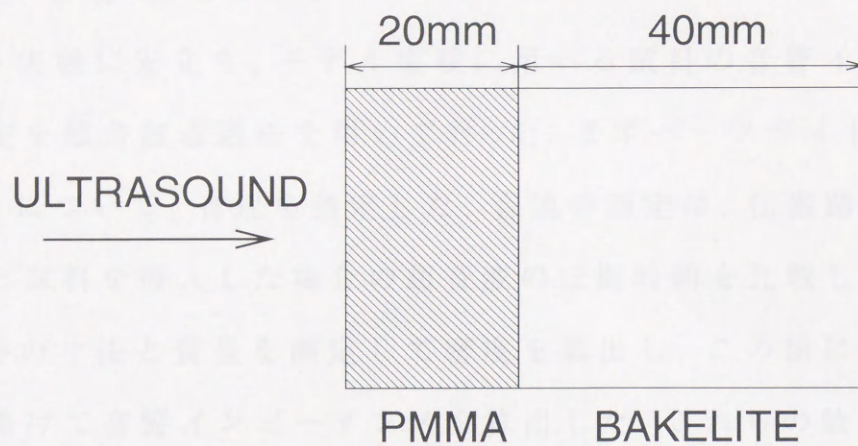
さらに，S/N のよい周波数帯域 B について平均値を計算して反射係数の測定値とする。

$$R = \frac{\int_B R(f) df}{\int_B 1 df} \quad (3.7)$$

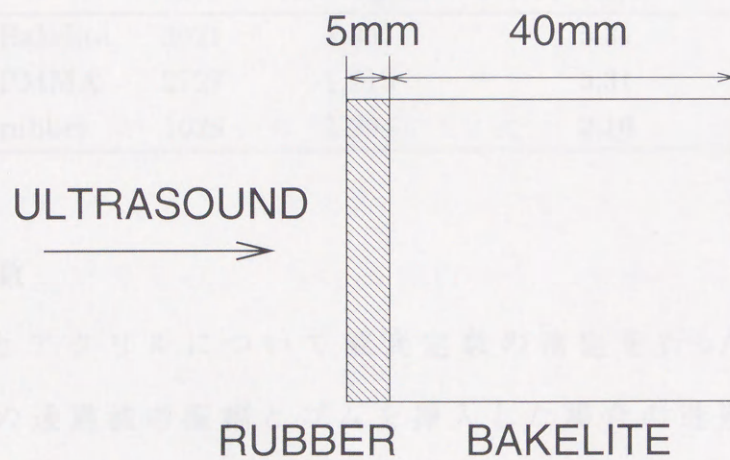
使用したトランスジューサの中心周波数は1MHzであり，用いた周波数帯域はほぼ1 MHz \pm 0.2 MHzである。また，トランスジューサの直径は20mmであり，水の音速を1500m/s，超音波周波数を0.8MHzとしてフレネル長を計算すると54mmになる。平面波が入射するという仮定を満足させるため，トランスジューサと試料の距離が，フレネル長内におさまるように配置した。超音波ビームの入射角度については，垂直入射とするため，反射信号の振幅が最大となるように角度を調整した。

3.5 モデル試料に対する測定

踵骨部のモデルとして，図3.3(a)と(b)のように第1層，第2層からなる2層モデルによる基礎実験を行なった。モデル1，モデル2に対する基準試料としては，それぞれベークライト，アクリル(PMMA:polymethyl methacrylate)を用いた。なお，第1層と第2層の接合面には空気が入らないように超音波ゼリーを塗った。



(a) アクリル/ベークライト



(b) ゴム/ベークライト

図 3.3 2層モデルの形状

3.5.1 モデル実験に用いる試料の音響特性の測定

(a) 音速・密度・音響インピーダンス

モデル実験に先立ち，モデル実験に用いる試料の音響インピーダンス測定を超音波透過法を用いて行った．まずベークライト，アクリル，ゴムについて，音速を測定した．音速の測定は，伝搬路が水の場合と試料を挿入した場合の超音波の伝搬時間を比較して決定した．試料の寸法と質量を測定して密度を算出し，この値に測定した音速を掛けて音響インピーダンスを算出した．これらの値を表3.2に示す．

表 3.2 モデル材料の音響特性の透過法による測定結果

	velocity m/s	density $\times 10^3 \text{ kg/m}^3$	acoustic impedance $\times 10^6 \text{ kg/m}^2 \cdot \text{s}$
Bakelite	3921	1.357	5.31
PMMA	2727	1.213	3.31
rubber	1628	1.294	2.10

(b) 減衰定数

次にゴムとアクリルについて減衰定数の測定を行った．伝搬路が水のみ場合の透過波の振幅とゴムを挿入した場合の透過波の振幅を測定して，それぞれについて求めたパワースペクトルを1MHzにおいて比較することにより挿入損失を測定した結果，7.91 dBとなった．先に求めた音響インピーダンス値を用いて水/試料境界における反射係数を計算すると0.17となるから，この境界における反射損は，

往復分を合わせて0.26dBである，挿入損失から反射損を差し引いて試料の厚さ0.5 cmで割り，ゴムの減衰定数の値を算出した結果，15.3 dB/cm (= 1.76 Np/cm) となった．同様にしてアクリルについて減衰定数を測定した結果，1.2 dB/cm (= 0.14 Np/cm) となった．

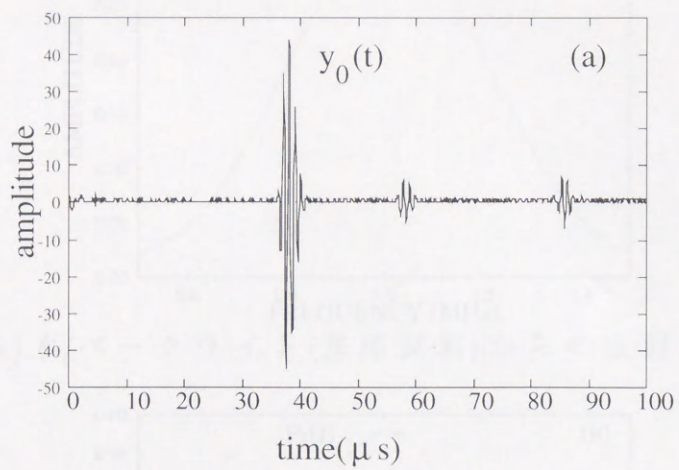
3.5.2 モデル1(アクリル/ベークライト)

基準試料のベークライト(音響インピーダンス $5.31 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \cdot \text{s}$)からの反射波 $y_0(t)$ を図3.4 (a) に示す．また，2層モデル(アクリル/ベークライト)からの反射波を図3.4 (b) に示す．図3.4 (b) 中の $y_1(t)$ と $y_2(t)$ はそれぞれ，水/アクリル境界から反射してきた反射波とアクリル/ベークライト境界から反射してきた反射波である．図3.4(a) の $y_0(t)$ ，図3.4(b) の $y_1(t)$ ， $y_2(t)$ の3波形それぞれについて，FFTにより求めたパワースペクトル $P_0(f)$ ， $P_1(f)$ ， $P_2(f)$ を図3.5 (a)，(b)，(c) に示す．これらのパワースペクトルより水/アクリル境界における反射係数 $R_{wa}(f)$ と，水/アクリル境界における反射損を含んだアクリル/ベークライト境界における見かけの反射係数 $R'_{ab}(f)$ を各周波数ごとに次式を用いて求めた．

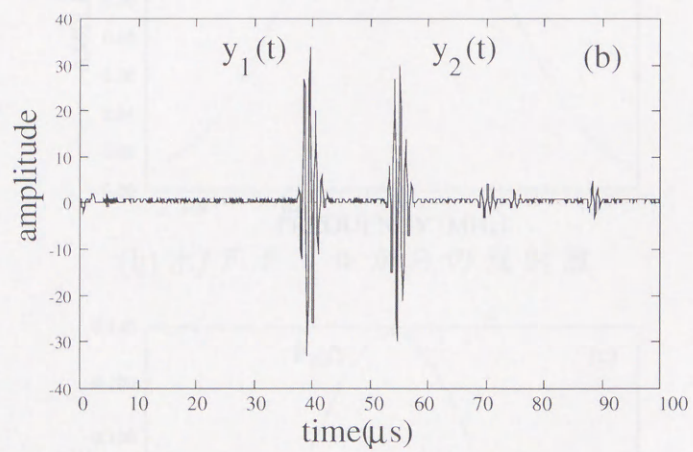
$$R_{wa}(f) = \sqrt{\frac{P_1(f)}{P_0(f)}} \times R_{wb0} \quad (3.8)$$

$$R'_{ab}(f) = \sqrt{\frac{P_2(f)}{P_0(f)}} \times R_{wb0} \quad (3.9)$$

ここで R_{wb0} は，基準として用いる水/ベークライト（基準試料境界）における反射係数の値で，測定時の水温から水の密度と音速を求めて水の音響インピーダンス値を計算し，この値と表3.2に示したベーク

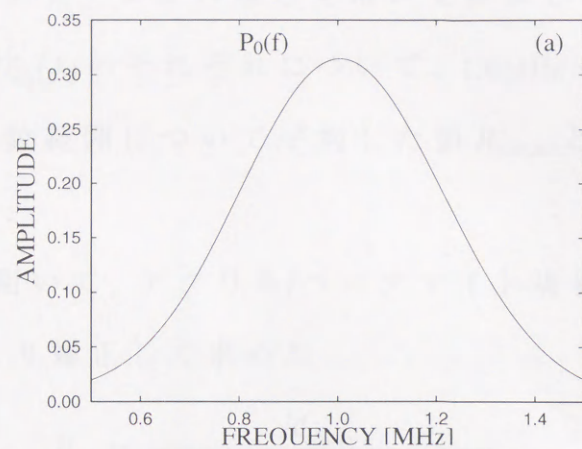


(a) 水/ベークライト (基準試料) からの反射波

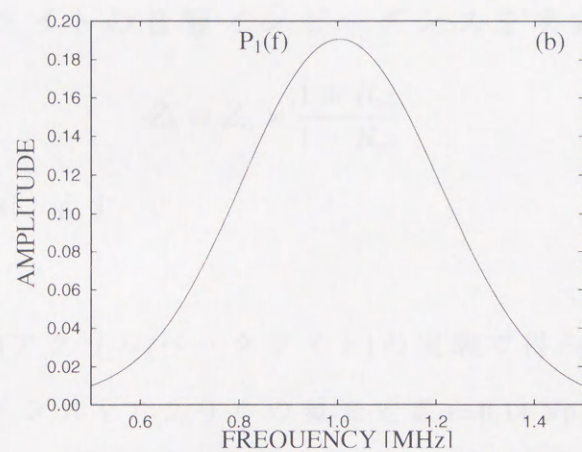


(b) 2層モデル (アクリル/ベークライト) からの反射波

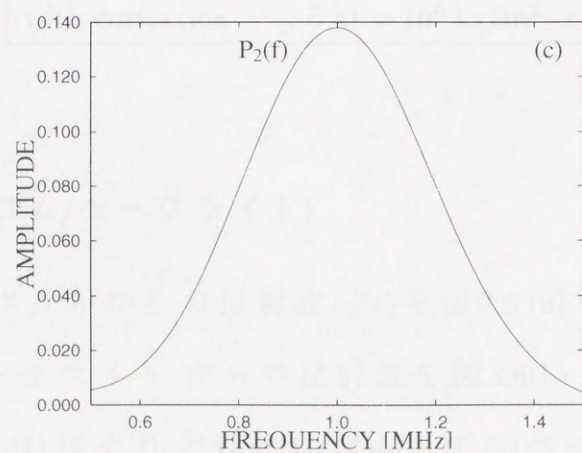
図 3.4 モデル 1 における反射波の信号



(a) 水/バックライト (基準試料) からの反射波



(b) 水/アクリルからの反射波



(c) アクリル/奥の層のバックライトからの反射波

図 3.5 モデル1からの反射信号のパワースペクトル

ライトの音響インピーダンス値とを用いて計算した値である。計算された $R_{wa}(f)$ と $R'_{ab}(f)$ のそれぞれについて、1.0MHz を中心に 0.8MHz から 1.2MHz の周波数範囲について平均した値 R_{wa-av} と R'_{ab-av} を反射係数の測定値とした。

これらの値を用いて、アクリル/ペークライト境界における反射係数 R_{ab} を次式により補正して求めた。

$$R_{ab} = \frac{R'_{ab-av}}{(1 - R_{wa-av}^2) \times \exp(-2\alpha l)} \quad (3.10)$$

第2層のペークライトの音響インピーダンスを次式により求めた。

$$Z_b = Z_a \times \frac{1 + R_{ab}}{1 - R_{ab}} \quad (3.11)$$

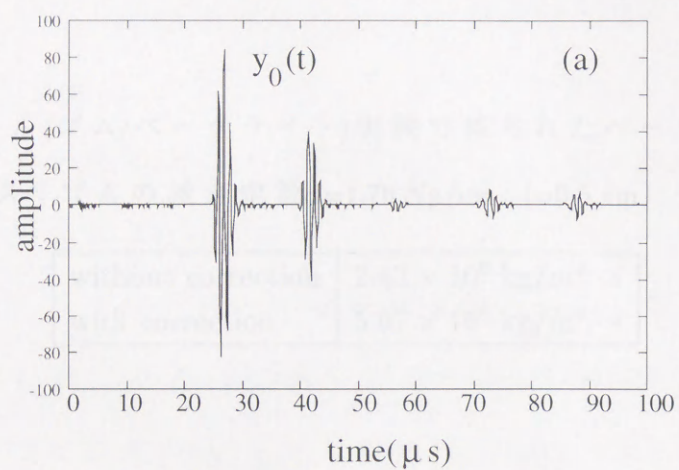
その結果を表 3.3 に示す。

表 3.3 2層モデル(アクリル/ペークライト)の実験で得られたペークライトの音響インピーダンス (アクリルの減衰定数 $\alpha=0.14$ Np/cm, $l=2$ cm)

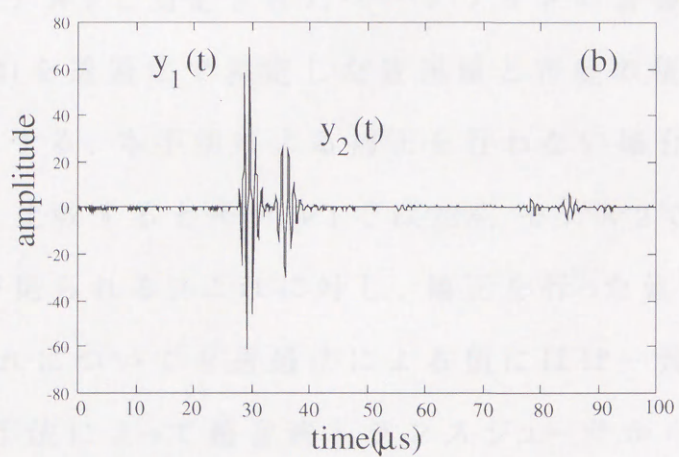
without correction	$4.13 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \cdot \text{s}$
with correction	$5.41 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \cdot \text{s}$

3.5.3 モデル2(ゴム/ペークライト)

基準試料のアクリルからの反射波 $y_0(t)$ を図 3.6 (a) に示す。また、2層モデル(ゴム/ペークライト)からの反射波を図 3.6(b) に示す。図 3.6(b) 中の波形 $y_1(t)$, $y_2(t)$ はそれぞれ、水/ゴム、ゴム/ペークライト境界からの反射波である。



(a) アクリル(基準試料)からの反射波



(b) 2層モデル(ゴム/ペークライト)からの反射波

図 3.6 モデル 2 における反射波の信号

図3.6の3波形 $y_0(t)$, $y_1(t)$, $y_2(t)$ について, FFTによりパワースペクトル $P_0(f)$, $P_1(f)$, $P_2(f)$ を求め, モデル1と同様にして反射係数を算出した. 第2層のベークライトの音響インピーダンスを求めた結果を表3.4に示す.

表3.4 2層モデル(ゴム/ベークライト)実験で得られたベークライトの音響インピーダンス (ゴムの減衰定数 $\alpha=1.76$ Np/cm, $l=0.5$ cm)

without correction	$2.42 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \cdot \text{s}$
with correction	$5.07 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \cdot \text{s}$

3.5.4 モデル実験結果の検討

モデル1, モデル2で測定されたベークライトの音響インピーダンス値(表3.3, 3.4)を透過法で測定した音速値と密度の積から求めた値(表3.2)と比較する. 本手法による補正を行わない場合, 表3.2の透過法による値と比較するとモデル1では22%, モデル2では54%小さく, 明らかな差が見られる. これに対し, 補正を行った値はモデル1, モデル2のいずれについても透過法による値にほぼ一致している. したがって, 本手法によって超音波トランスジューサから見て第1層であるゴムまたはアクリルの表面での反射と, これらの層での減衰の補正を行うことによって超音波トランスジューサから見て第2層であるベークライトのインピーダンスを十分な精度で推定できることが確認できる.

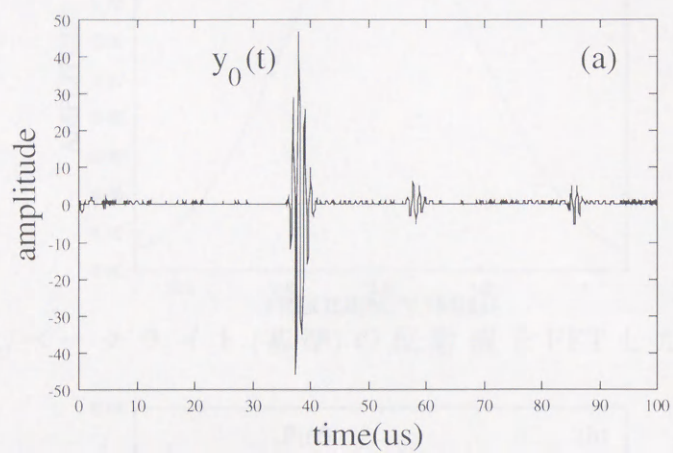
3.6 踵骨部に関する *in vivo* 計測

22歳男性の健常者2名(被験者A, B)について右足小指側から踵骨に超音波を照射し, 皮膚を通して踵骨の音響インピーダンス測定を行なった. 基準試料としては, ベークライトを用いた.

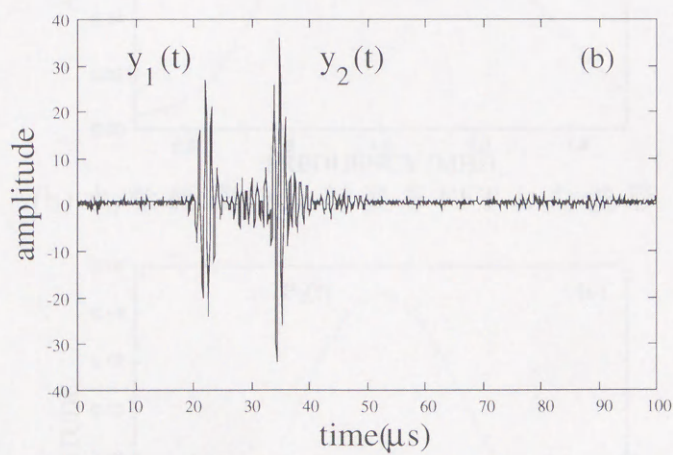
水/ベークライト境界からの反射波 $y_0(t)$ を図3.7(a)に示す. 踵骨部からの反射波の例を図3.7(b)に示す.

図の $y_1(t)$, $y_2(t)$ はそれぞれ, 水/軟組織境界からの反射波と軟組織/骨境界からの反射波である. 水/ベークライト(基準試料)の反射波 $y_0(t)$ と踵骨部からの反射波 $y_1(t)$, $y_2(t)$ に関して, 100回の同期加算を行って雑音成分の振幅を $\sqrt{1/100} = 1/10$ に抑制し, 多重反射成分が入らないように波形切り出し窓長を設定した後にFFTを行う. FFTを行って得られたパワースペクトル $P_0(f)$, $P_1(f)$, $P_2(f)$ を各々図3.8(a), (b), (c)に示す. 軟組織の減衰定数 α と音速 v の値として文献値[18]を用いて減衰定数 $\alpha = 0.115$ Np/cm, 音速 $v = 1,540$ m/s を仮定し, 補正を行なった. なお, 軟組織の厚さ l は, 水/軟組織境界からの反射波と軟組織/骨境界からの反射波を干渉させて周波数解析し, スペクトル上でその干渉周期 Δf を測定し, 次式により算出した.

$$l = \frac{v}{2 \times \Delta f} \quad (3.12)$$

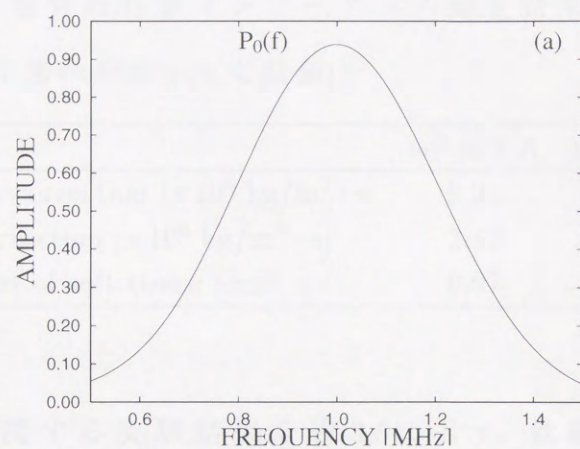


(a) 水/ベークライト (基準試料) の反射波

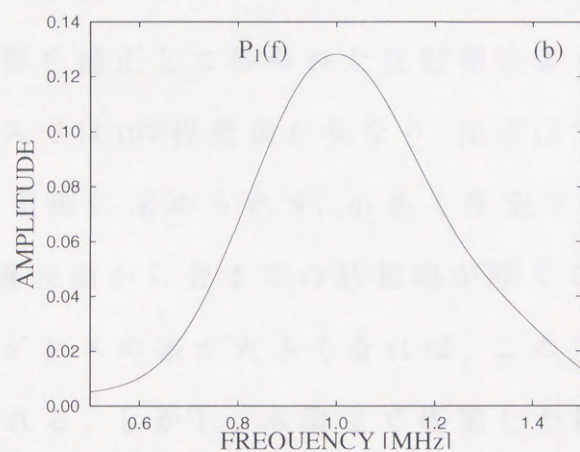


(b) 踵骨部からの反射波

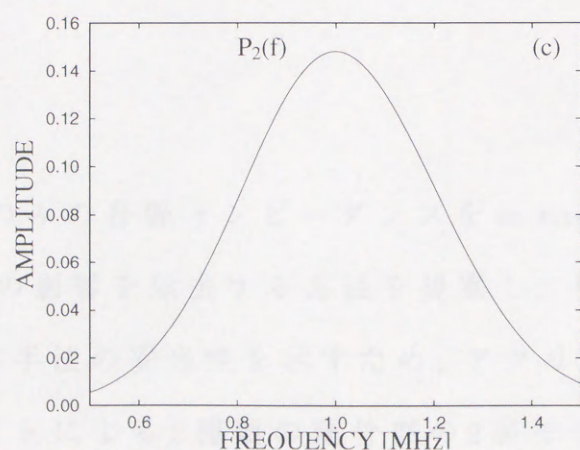
図 3.7 踵骨部の *in vivo* 測定における受信信号波形



(a) 水/ベークライト (基準) の反射波をFFTした波形



(b) 水/軟組織の反射波をFFTした波形



(c) 軟組織/骨の反射波をFFTした波形

図 3.8 各信号のパワースペクトル

表 3.5 *in vivo* での踵骨の音響インピーダンス測定結果（軟組織の減衰定数 $\alpha=0.115$ Np/cm, 音速 $v=1540$ m/s(文献値))

	subject A	subject B
without correction [$\times 10^6$ kg/m ² · s]	2.24	2.21
with correction [$\times 10^6$ kg/m ² · s]	2.42	2.38
thickness of soft tissue [cm]	0.97	1.13

被検者 A, B に関する実験結果を表 3.5 に示す. 軟組織の影響を考慮していない従来の手法の手順により求めた踵骨の音響インピーダンスと軟組織の影響を補正して得られた反射係数より求めた踵骨の音響インピーダンスでは 10% 程度値が異なり, 従来法では踵骨の音響インピーダンスを正確に求められず, 小さく推定する可能性がある. この傾向は, 皮膚表面から骨までの軟組織が厚くなったり, 軟組織と水とのインピーダンスの差が大きくなれば, この差はより大きくなるものと考えられる. しかし, 本論文で提案した補正方法では, これらの影響を除去することができる.

3.7 結言

本章では, 骨のみの音響インピーダンスを *in vivo* 測定することを目指し, 軟組織の影響を除去する方法を提案し, その原理について述べた. まず, 本手法の妥当性を示すため, アクリル/ベークライト, ゴム/ベークライトによる 2 種類の踵骨部の 2 層モデルを用いて, 超音波トランスジューサから見て奥の層であるベークライトの音響イ

ンピーダンスが測定可能であることを示した．次に踵骨部に関して *in vivo* 計測を行ない，踵骨のみの音響インピーダンスを求めた．この結果，従来法に基づいて求めた踵骨の音響インピーダンスと明確な差を示した．上記モデル実験によって精度が評価されたことを考えると，本手法による *in vivo* 計測は有効であるといえる．本研究は，軟組織と水の透過係数，軟組織の減衰と水の透過係数を考慮することによって，骨のみの音響インピーダンスをより高い精度で求めることができることを示したものであるが，今後，生体軟組織の音速，減衰定数の決め方については，文献 [19] などを参照して *in vivo* で計測することを考える必要がある．また，本論文で用いたモデルは，平面超音波が平面境界に垂直に入射することを仮定している．今回測定部位として取り上げた踵骨の小指側の面は比較的平坦ではあるが，本測定方法に適したトランスジューサの大きさや形状，測定部位などについては，さらに検討を加える必要がある．

第4章 超音波反射法による骨の音速測定に基づく骨の診断システム

4.1 緒言

本章では、骨の弾性的性質を体外から測定する新しい手法として超音波顕微鏡的手法を取り入れて、漏洩表面擬似縦波 (leaky surface skimming compressional wave; LSSCW) に着目した方法を提案する。まず、*in vivo*での診断装置を構成するための基礎研究として新しい計測システムとして超音波顕微鏡的手法を取り入れて、1MHz帯の漏洩弾性波の励振ならびに検出を行なう超音波計測システムを構成し、水中に浸した試料に対する漏洩弾性波の励振と検出の実験を行った。漏洩表面擬似縦波の位相速度を算出する方法としては、超音波顕微鏡で利用されている $V(z)$ 曲線解析法[20]があるが、骨の場合には、減衰が大きいので周期解析に対して十分な周期数の $V(z)$ 曲線を得ることが困難である。そこで、骨の漏洩表面擬似縦波速度の測定に適した方法として、漏洩弾性波の伝搬に伴う位相回転に着目して解析するマイクロデフォーカス法[21, 22]を導入する。マイクロデフォーカス法に基づいて、超音波周波数1 MHzで動作するシステムを構成し、基礎実験としてベークライトを試料として漏洩表面擬似縦波速度の測定を行った結果について述べる。

4.2 漏洩表面擬似縦波速度の測定法とその特徴

骨に超音波を励振する方法としてここでは漏洩弾性波に着目する。図4.1に本測定法の概念図を示す。超音波を体外から骨に漏洩表面擬

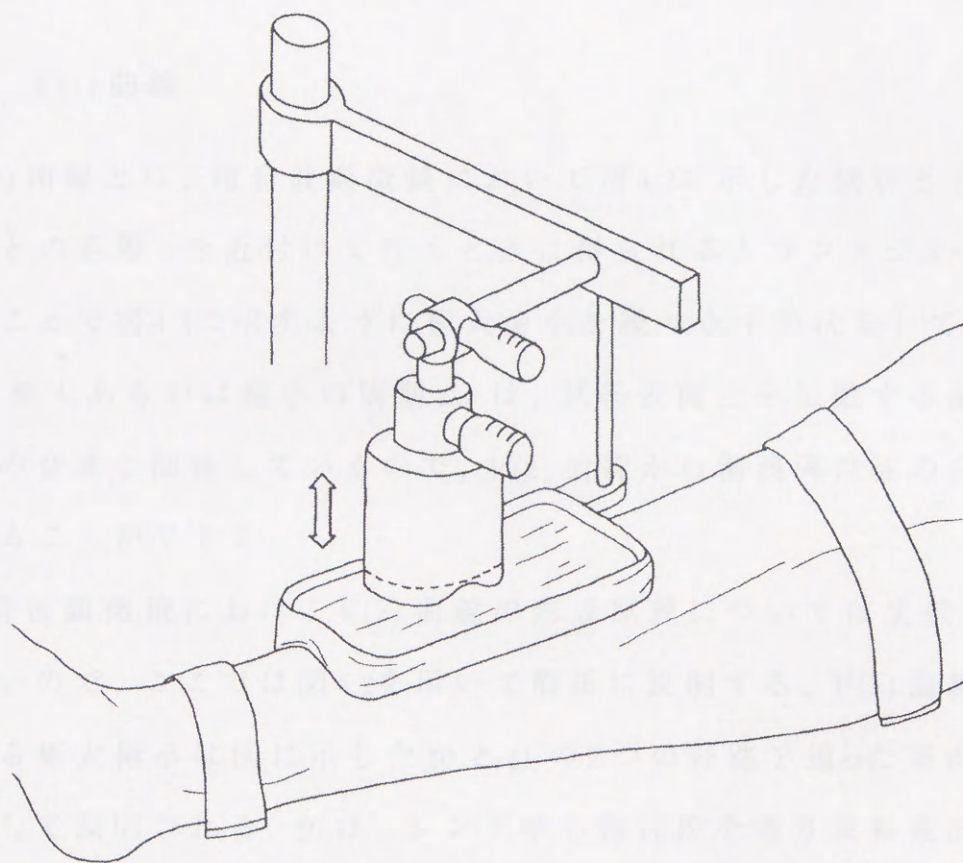


図 4.1 システムの概念図

似縦波の臨界角で入射させて骨に漏洩表面擬似縦波を励振し、その再放射成分を検出して伝搬特性を測定する。超音波の伝搬方向としては主として骨の軸方向を考える。骨の軸方向に超音波を伝搬させることは透過法では困難である。

漏洩弾性波を励振する方法としては種々の方法があるが，ここでは超音波顕微鏡にならい直線集束型の音響レンズを用いる．漏洩弾性波の伝搬特性の測定には超音波顕微鏡で開発された $V(z)$ 曲線解析法[20]を利用する．

4.2.1 $V(z)$ 曲線

$V(z)$ 曲線とは，超音波顕微鏡において図4.2に示した試料と音響レンズとの距離 z を近づけて行くときに得られるトランスジューサ出力のことで図4.3に示すように極大極小を繰り返す形状をしている．この極大あるいは極小の周期 Δz は，試料表面上を伝搬する漏洩弾性波の音速と関係しているので， $V(z)$ 曲線から漏洩弾性波の音速を求めることができる．

超音波顕微鏡における $V(z)$ 曲線の形成原理については文献[20]に詳しいので，ここでは図4.2を用いて簡単に説明する． $V(z)$ 曲線に現われる極大極小は図に示した $\#0$ と $\#1$ の2つの経路を通った音波の干渉として説明される． $\#0$ は，レンズ中心軸近傍を通り試料表面で反射され再びトランスジューサに到達する直接反射成分である．一方， $\#1$ は試料表面に漏洩弾性波を励振する臨界角で入射し試料表面を漏洩弾性波として伝搬する音波で，この伝搬に伴って水中に漏洩した音波の一部がトランスジューサに到達したものである．この2つの音波の位相差がトランスジューサと試料との距離 z に依存して変化し干渉波形を生じる．

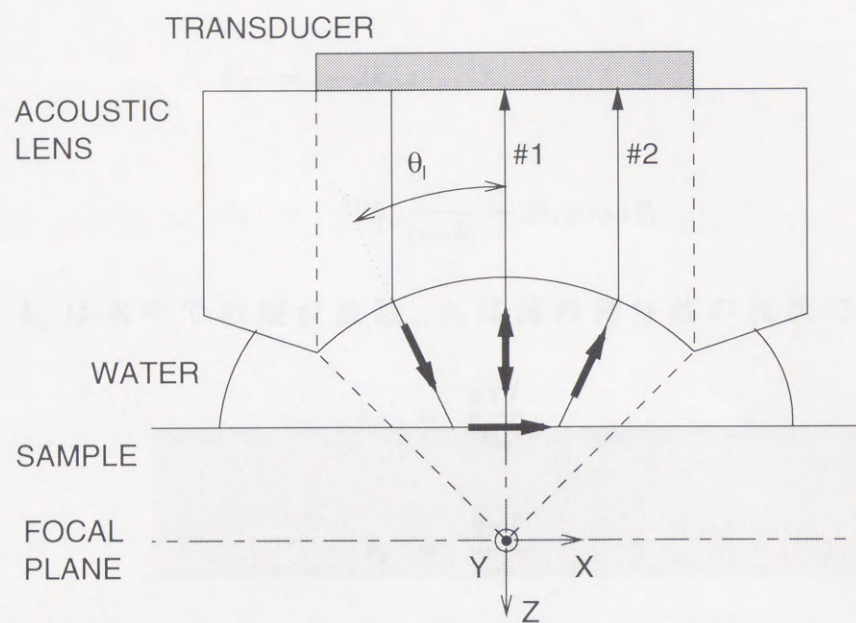


図 4.2 $V(z)$ 曲線形成原理

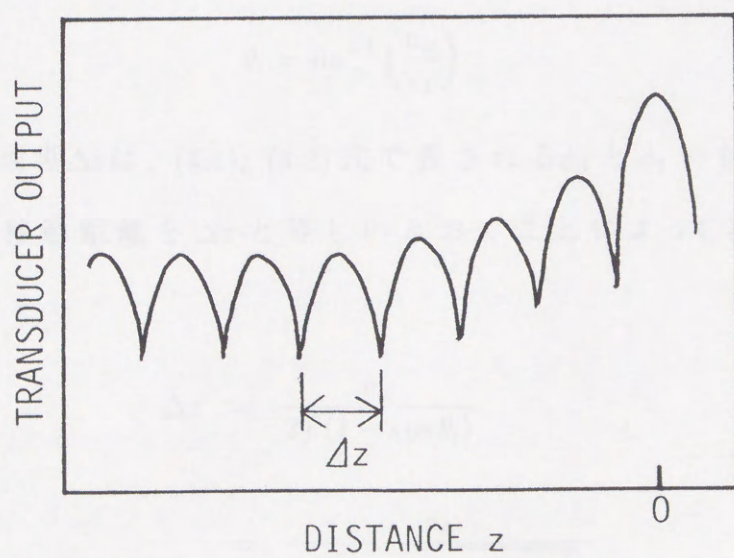


図 4.3 $V(z)$ 曲線の一例

ϕ_0, ϕ_1 の距離 z に対する位相変化量はそれぞれ次のように表される.

$$\phi_0 = -2k_w z \quad (4.1)$$

$$\phi_1 = -2k_w \frac{z}{\cos \theta_l} + 2k_l z \tan \theta_l \quad (4.2)$$

ここで, k_w は水中での縦波波数, k_l は漏洩弾性波の波数でそれぞれ

$$k_w = \frac{2\pi f}{v_w} \quad (4.3)$$

$$k_l = \frac{2\pi f}{v_l} \quad (4.4)$$

と表される. f は超音波の周波数, v_w, v_l はそれぞれ水中での縦波音速ならびに漏洩弾性波の音速である. また, θ_l は漏洩弾性波を励振する臨界角で次式で表される.

$$\theta_l = \sin^{-1} \left(\frac{v_w}{v_l} \right) \quad (4.5)$$

$V(z)$ 曲線の周期 Δz は, (4.1), (4.2) 式で表される ϕ_0 と ϕ_1 の位相差が 2π だけ変化する移動距離を Δz と等しいとおくことによって次のように得られる.

$$\Delta z = \frac{v_w}{2f(1 - \cos \theta_l)} \quad (4.6)$$

$$= \frac{v_w}{2f \left(1 - \sqrt{1 - \left(\frac{v_w}{v_l} \right)^2} \right)} \quad (4.7)$$

これを，漏洩弾性波の音速 v_l について解くと次式が得られる．

$$v_l = \frac{v_w}{\sqrt{1 - \left(1 - \frac{v_w}{2f\Delta z}\right)^2}} \quad (4.8)$$

従って， $V(z)$ 曲線の周期 Δz より漏洩弾性波の位相速度 v_l を求めることができる．

4.3 1MHz 帯の漏洩表面擬似縦波の励振と検出

4.3.1 測定システム

第2章で測定した牛骨の縦波音速 4290 m/s から判断して，骨に励振する漏洩弾性波のモードとしては，漏洩表面擬似縦波を考える．

体外から骨に超音波を伝搬させる場合，筋肉などの途中の伝搬媒質による減衰及び骨内での伝搬減衰をできるだけ小さくするために，MHz オーダーの低い周波数の超音波を用いる必要がある．本研究では 1 MHz 帯の集束超音波を用いる．

使用した音響レンズの形状及び寸法を図4.4に示す．音響レンズの材質は高力アルミニウム(縦波音速; 6300m/s)である．超音波トランスジューサには共振周波数が 1MHz の PZT 圧電板 (65 × 75mm) を使用し，エポキシ系接着剤でレンズの上端面に接着した．

骨に LSSCW を励振するための臨界角が 30° 以下であることを考慮して，レンズの開口半角を 40° にした．また，曲率半径は $V(z)$ 曲線の長さを解析に十分なだけとるために 55mm とした．音響レンズ開口

導には圧電素子として厚さ 0.5mm の酸化ジルコニート (厚さ 0.25mm、縦長寸法、20mmφ) をアルミニウム箔状で接着してある。なお、この圧電素子はスプールの振動を感知するために設置した。また、厚さ 0.5mm のアルミニウム箔状の電極板を接着してある。
 図 4.4 は、図 4.3 の音響レンズの形状を示す。この図

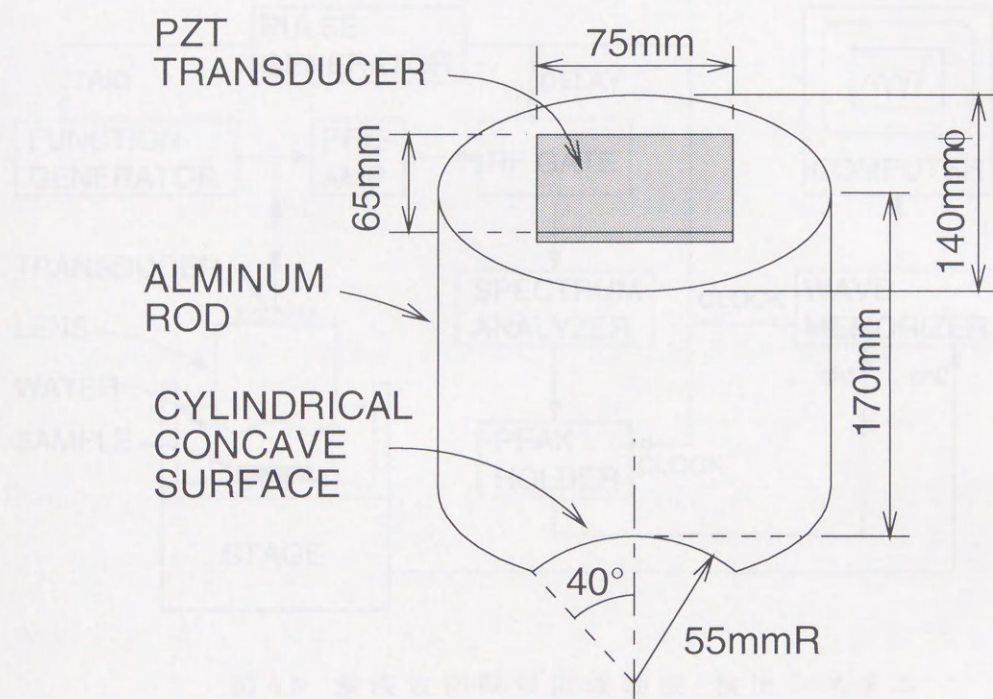


図 4.4 音響レンズの形状

システムの構成は基本的に直線型で、一人超音波探傷機が中心と見られる。

4.2.3 実験結果の検討

システムの性能を調べるため、パイロットシステムなるものに試料の検査方法や検査の精度を調べる。

面には音響整合層として厚さ $500\text{ }\mu\text{m}$ の塩化ビニルシート (密度; 1.2 g/cm^3 , 縦波音速; 2400 m/s) をエポキシ系接着剤で接着してある。なお, レンズ側面はスプリアス信号を抑圧するために粗面にし, さらに厚さ数 mm のタングステン/エポキシの吸音材を塗布してある。

図 4.5 は漏洩表面擬似縦波測定システムのブロック図である。この

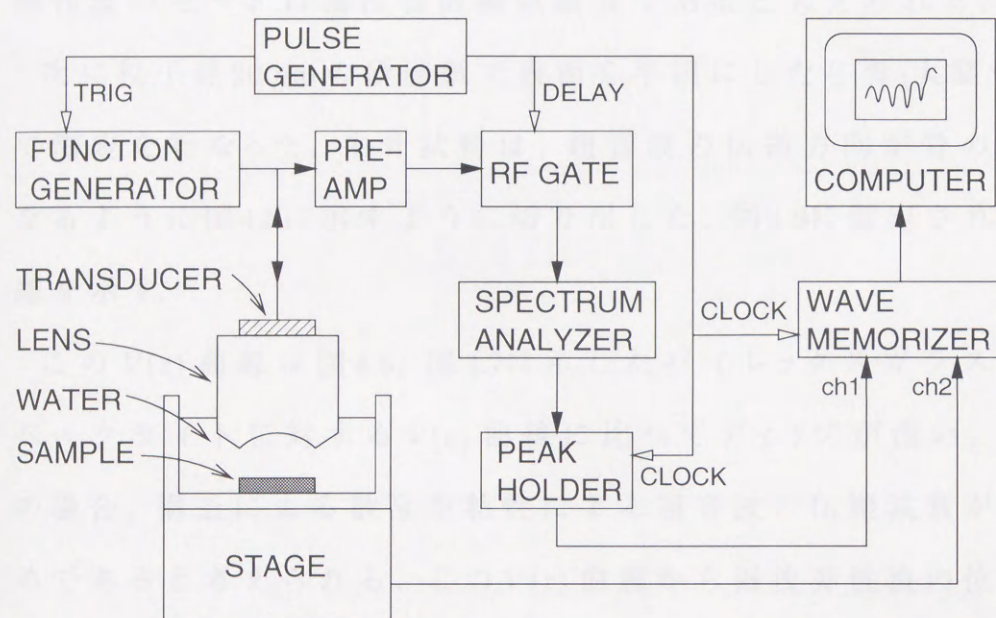


図 4.5 漏洩表面擬似縦波励振・検出システム

システムの構成は基本的に直線集束ビーム超音波顕微鏡 [20] と同様である。

4.3.2 実験ならびに結果

システムの性能を確かめるため, パイレックスガラスならびに試料の縦波音速が骨の縦波音速に近い材料であるベークライトを取り上

げて $V(z)$ 曲線の測定を行った。試料の厚さはそれぞれ、20mm, 10mm である。結果をそれぞれ図 4.6, 図 4.7 に示す。図には、明瞭なディップが観察される。 $V(z)$ 曲線から求めた漏洩弾性波の位相速度は、それぞれ 3153 m/s, 3585 m/s となった。ベークライトの漏洩弾性波の位相速度 3585 m/s は縦波速度 3676 m/s と比較的近い値であることから漏洩弾性波のモードは漏洩表面擬似縦波であると考えられる。

次に粒子径 20 μm の研磨紙で表面を平坦にした牛骨(大腿骨)に対して測定を行なった。牛骨試料は、超音波の伝搬方向が骨の軸方向となるように図 4.8 に示すように切り出した。図 4.9 に測定された $V(z)$ 曲線を示す。

この $V(z)$ 曲線は図 4.6, 図 4.7 に示したパイレックスガラスならびにベークライトに対する $V(z)$ 曲線に比べてディップが浅い。これは骨の場合、構造による散乱や粘性による超音波の伝搬減衰が大きいためであると考えられる。この $V(z)$ 曲線から漏洩弾性波の位相速度を求めた結果は 3924 m/s である。位相速度は先にバルク波で測定した縦波音速 4290 m/s に近いことから、この試料表面にはベークライトと同様に漏洩表面擬似縦波のモードが強く励振されていることがわかる。

周波数 1 MHz の超音波を用いた場合、試料への浸み込み深さを 1 波長と考えれば、本測定結果には骨の表面下約 4 mm までの特性が反映されていると考えられる。表面を研磨した試料については漏洩表面擬似縦波の位相速度を測定することができたが、実際に診断を行な

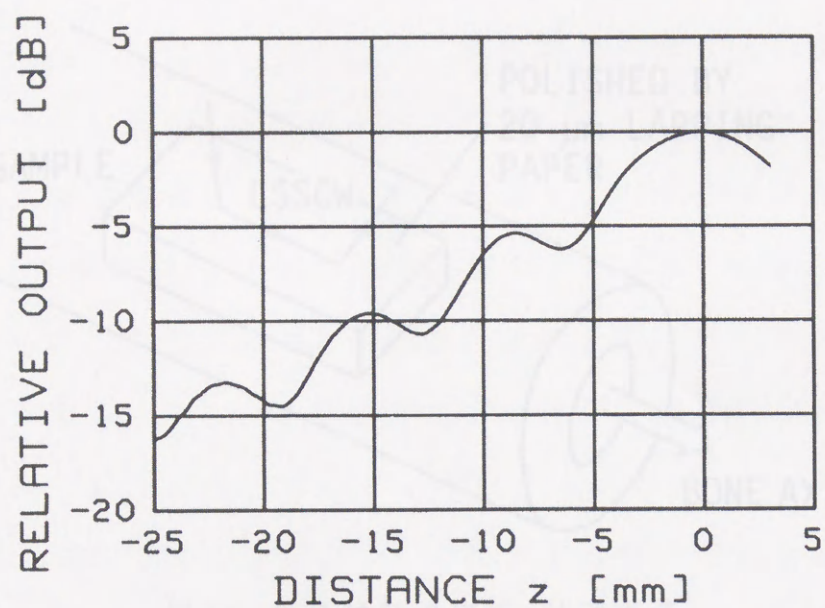


図 4.6 パイレックスガラスについて測定された $V(z)$ 曲線

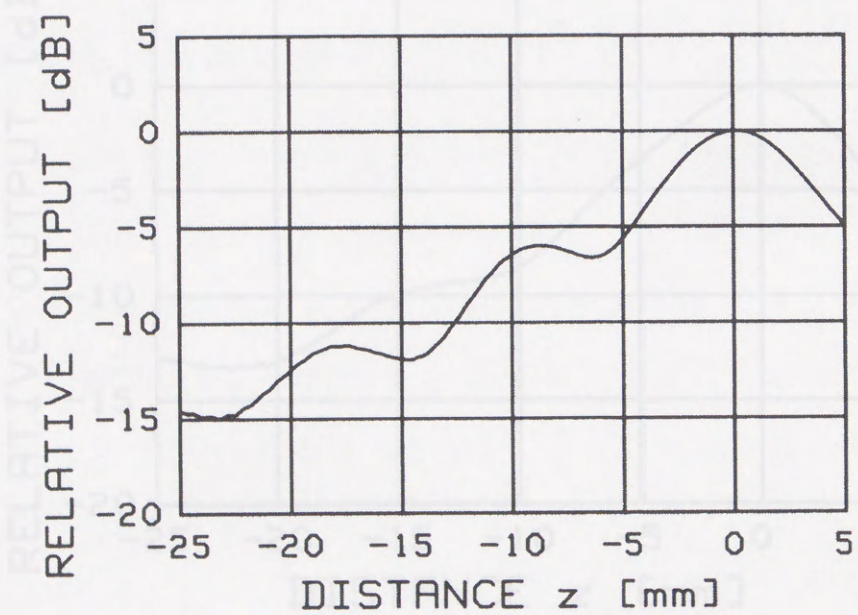


図 4.7 ベークライトについて測定された $V(z)$ 曲線

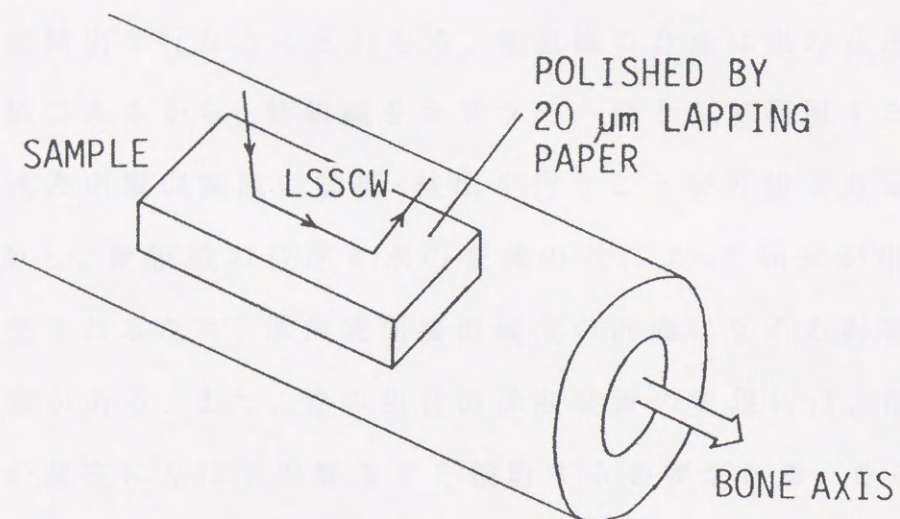


図 4.8 牛骨試料の作成・計測方法

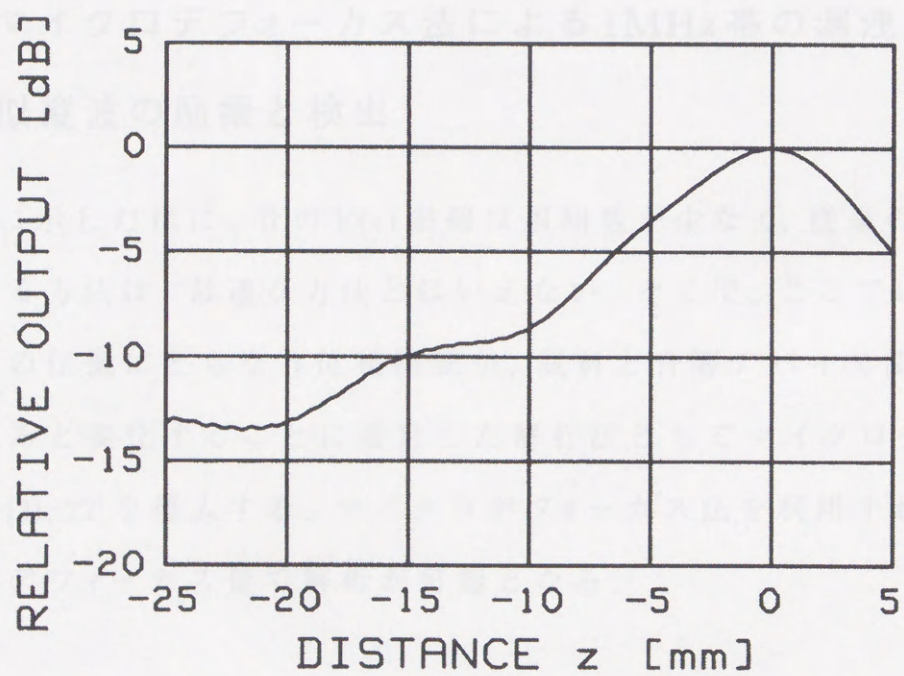


図 4.9 牛骨試料について測定された $V(z)$ 曲線

う際には体外から骨周りの軟組織を介して漏洩表面擬似縦波の励振ならびに検出を行なうことになる。軟組織の音速は水の音速に比較的近い値であるから、軟組織をカプラの一部として利用することにより漏洩表面擬似縦波の励振・検出を行うことが可能であると考えられる。しかし、軟組織の音速と水の音速の差によって屈折が生じることが予想されるため、漏洩表面擬似縦波の計測に与える影響を考慮する必要がある。また、骨の超音波診断装置の実現には、骨の表面の粗さが測定に及ぼす影響などを検討する必要がある。さらに、計測に適した骨の部位の選択とか、対象とする骨の形状を考慮に入れた集束超音波プローブの開発などが必要である。

4.4 マイクロデフォーカス法による1MHz帯の漏洩表面擬似縦波の励振と検出

前節に示した様に、骨の $V(z)$ 曲線は周期数が少なく、従来の周期分析による方法は、最適な方法とはいえない。そこで、ここでは、漏洩弾性波の伝搬にともなう位相回転が、試料と音響デバイス間の距離を変えると変化することに着目した解析法としてマイクロデフォーカス法[21, 22]を導入する。マイクロデフォーカス法を利用すれば、わずかなデフォーカス量で解析が可能となる。

4.4.1 マイクロデフォーカス法の原理と測定システム

図4.10に、マイクロデフォーカス法によって骨の漏洩表面擬似縦波速度を測定するシステムを示す。送波用のトランスジューサ(A)と、受波

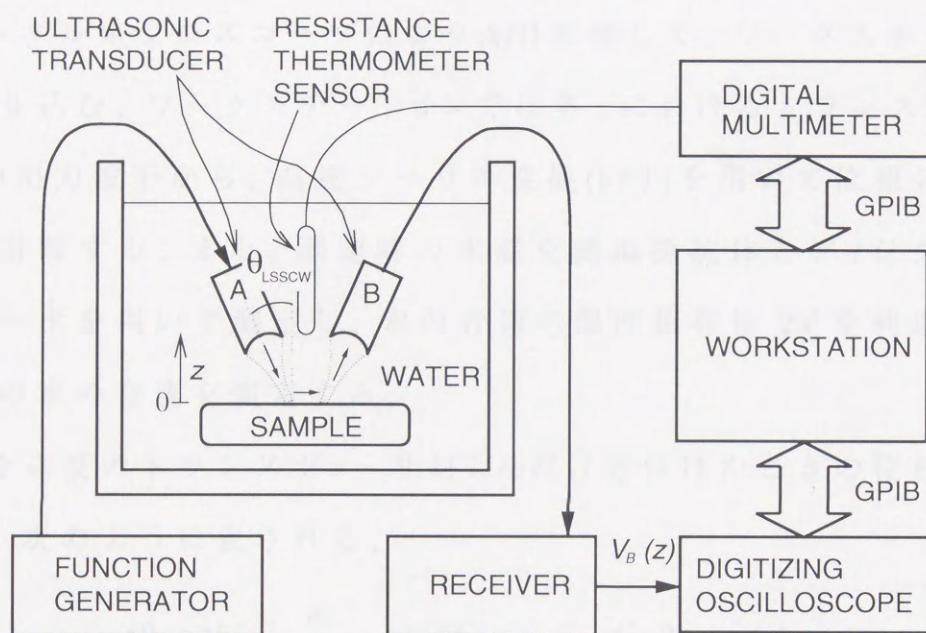


図 4.10 マイクロデフォーカス法に基づく漏洩弾性波速度の測定システム

用のトランスジューサ(B)の2つの集束トランスジューサがある。トランスジューサの動作中心周波数は、送信受信ともに1 MHzで、焦点距離は95 mmである。トランスジューサ(A)は、超音波の入射角が試料の臨界角 θ_{LSSCW} 付近になるように傾けて設置する。トランスジューサ(B)は漏洩表面擬似縦波の再放射成分を効率よく受信できるように、試料表面に垂直な軸に対して送信側と対称な位置に配置する。トランスジューサ(A)に周波数1 MHz、パルス幅50 μ sのRFバーストパルス

を加え，試料表面に漏洩表面擬似縦波を励振する．漏洩表面擬似縦波は，水中に漏洩波を再放射しながら試料表面を伝搬する．試料とトランスジューサの角度を保ったまま，試料表面とトランスジューサ対の距離 z を近付けて，各 z におけるトランスジューサ(B)の出力波形をデジタルオシロスコープによりA/D変換して，ワークステーションに取り込む．ワークステーションでは各 z におけるトランスジューサ(B)の出力波形から，高速フーリエ変換(FFT)を用いて位相スペクトルを計算する．また，測定時の水温を測温抵抗体とデジタルマルチメータを用いて測定し，水の音速の温度依存性[23]を利用して測定時の水の音速を測定する．

試料を送受のトランスジューサ対に δz だけ近付けたときの位相の変化 $\delta\theta$ は，次のように表される．

$$\delta\theta = 2k_w \frac{\delta z}{\cos\theta_{LSSCW}} - 2k_{LSSCW} \delta z \times \tan\theta_{LSSCW}, \quad (4.9)$$

ただし， k_w ， k_{LSSCW} はそれぞれ水の縦波波数ならびに水／試料境界における漏洩表面擬似縦波の波数である．また臨界角 θ_{LSSCW} は，次式に示すスネルの法則で表される．

$$\sin\theta_{LSSCW} = \frac{v_w}{v_{LSSCW}} = \frac{k_{LSSCW}}{k_w} \quad (4.10)$$

ここで， $v_w = 2\pi f/k_w$ ならびに $v_{LSSCW} = 2\pi f/k_{LSSCW}$ は，それぞれ，水中での縦波音速，漏洩表面擬似縦波の位相速度である．この関係を利用すると，(4.9)式は次のように表される．

$$\delta\theta = 2k_w \delta z \times \cos\theta_{LSSCW}. \quad (4.11)$$

したがって、試料の位置 z を送受のトランスジューサ対に近付けながら、各 z に対して受波信号波形を測定すると、試料の位置 z に対する位相 θ の変化率 ξ が次のように求められる。

$$\xi = \frac{\delta\theta}{\delta z} = 2k_w \cos\theta_{LSSCW} \quad (4.12)$$

式(4.10)と式(4.12)から、漏洩表面擬似縦波の位相速度 v_{LSSCW} が次のように求められる。

$$\begin{aligned} v_{LSSCW} &= \frac{v_w}{\sqrt{1 - \left(\frac{\xi}{2k_w}\right)^2}} \\ &= \frac{v_w}{\sqrt{1 - \left(\frac{\xi v_w}{4\pi f}\right)^2}}. \end{aligned} \quad (4.13)$$

よって、試料を送受のトランスジューサ対に近付けながら、位相 θ を測定すれば、位相の変化率 ξ とそのときの水の音速 v_w 、超音波周波数 f から、試料の漏洩表面擬似縦波速度 v_{LSSCW} を決定できる。

図4.11は、骨の漏洩表面擬似縦波の位相速度 v_{LSSCW} と変化率 ξ の関係を図示したものである。骨の縦波音速の範囲が、2700 m/s から 4100 m/s 程度 [25] であることから考えて変化率 ξ から骨の漏洩表面擬似縦波の位相速度 v_{LSSCW} を求めることが十分可能である。

4.4.2 実験ならびに結果

本手法ならびに測定システムの妥当性について検討するため試料としてベークライトを用いて漏洩表面擬似縦波速度の測定を行った。

一般に渦流表面電磁波速度は、渦流速度よりわずかに小さい値になる。ペーダブイの渦流表面電磁波速度を渦流速度 $0.75m/s$ [24]と仮定し、渦の角速度を $1.000\pi rad/s$ として(4.10)式により偏角角を算出すると、約 0.04 となるので偏角速度 ω の値を計算に設定した。

ペーダブイの中心に試料を設置したとき受信信号の位相の変化を超音波周波数 1.000 兆の音速 $1.500m/s$ の音速について式(4.12)に基づいて算出する。

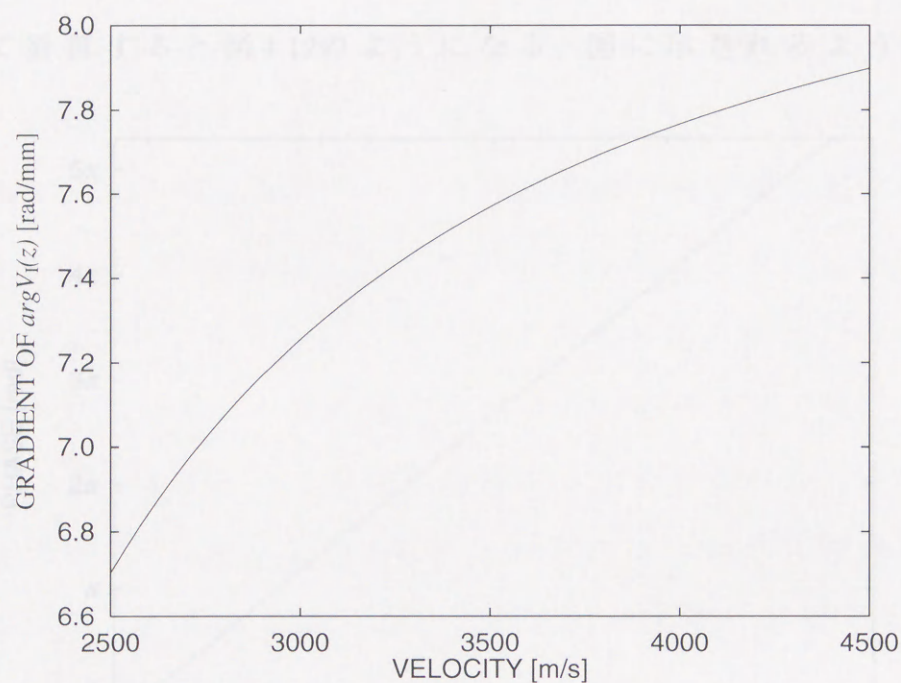


図 4.11 位相変化率の計算

図4.12 ペーダブイに設置する試料の位置と計算結果

州の距離に対する変化率は、 $7.7 rad/mm$ 程度になることが見込まれる。したがって、有利をよしてペーダブイするためには、少なくとも $0.5mm$ おきと測定する必要がある。ここでは、 $0.2mm$ おきに受信信

一般に漏洩表面擬似縦波速度は、縦波速度よりわずかに小さい値になる。ベークライトの漏洩表面擬似縦波速度を縦波速度 3,718 m/s [24] で近似し、水の音速を 1,500 m/s として (4.10) 式により臨界角を見積もると、約 24 度となるので超音波の入射角を 24 度に設定した。

トランスジューサ対に試料を近付けたときの受波信号の位相の変化を超音波周波数 1 MHz、水の音速 1,500 m/s の場合について式 (4.12) に基づいて計算すると図 4.12 のようになる。図に示されるように、位

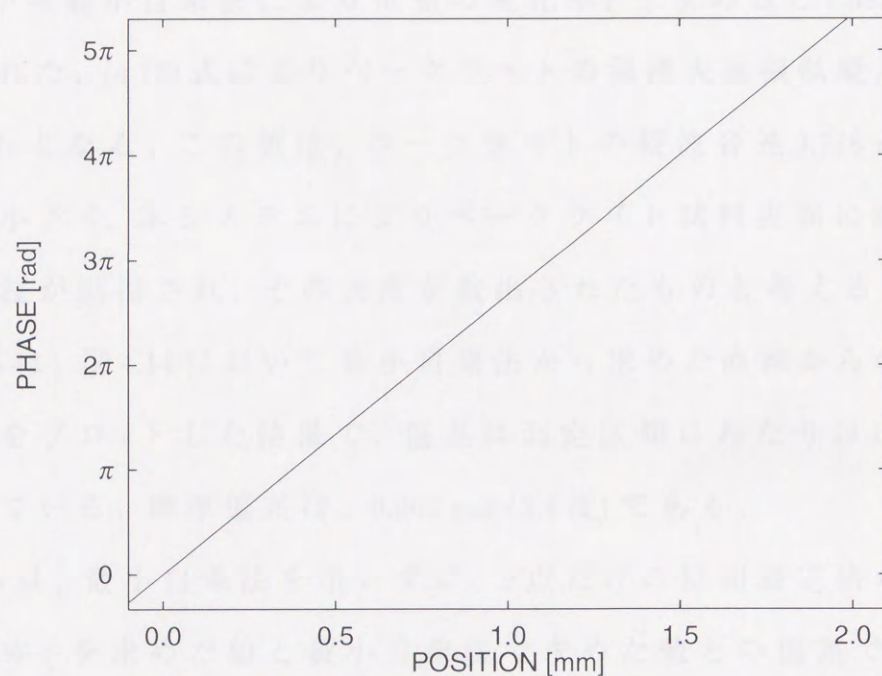


図 4.12 ベークライト試料に対する位相変化の計算結果

相の距離に対する変化率は、7.7 rad/mm 程度になることが見込まれる。したがって、位相を正しくアンラップするためには、少なくとも 0.8 mm おきに測定する必要がある。ここでは、0.2 mm おきに受波信

号波形の取り込みを行った。

受波波形にFFTを施してスペクトルを求めた例を図4.13に示す。図4.13 (b)の位相スペクトルより超音波周波数1 MHzにおける位相を求める。トランスジューサ対に試料を近付けながら、波形の取り込みと位相スペクトルの計算を繰り返してトランスジューサ対と試料間の距離の変化に対する受波信号波形の位相の変化をプロットして図4.14を得た。測定時の水温は、25.8度で、水の音速は1,499 m/s[23]である。図4.14から最小自乗法により位相の変化率 ξ を求めると7.583 rad/mmが得られた。(4.13)式によりベークライトの漏洩表面擬似縦波速度は3,515 m/sとなる。この値は、ベークライトの縦波音速3,718 m/s[24]よりやや小さく、本システムによりベークライト試料表面に漏洩表面擬似縦波が励振され、その速度が検出されたものと考ええる。

図4.15は、図4.14において最小自乗法から求めた直線からの測定値の偏差をプロットした結果で、偏差は測定区間にわたりほぼ均一に分布している。標準偏差は、0.062 rad (3.4度)である。

図4.16は、最小自乗法を用いずに、2点だけの位相測定値から位相の変化率 ξ を求めた値と最小自乗法で求めた値との偏差である。2点間の距離が0.2 mmから2.0 mmと広くなるにつれて最小自乗法で求めた値との偏差が小さくなっている。2点だけの測定から位相の変化率 ξ を求める場合には、2点の間隔が大きい方が、図4.15に示した各測定点における測定値のばらつきの影響を受けにくくなることを示している。したがって、本測定を簡便化して2点だけの測定から漏洩

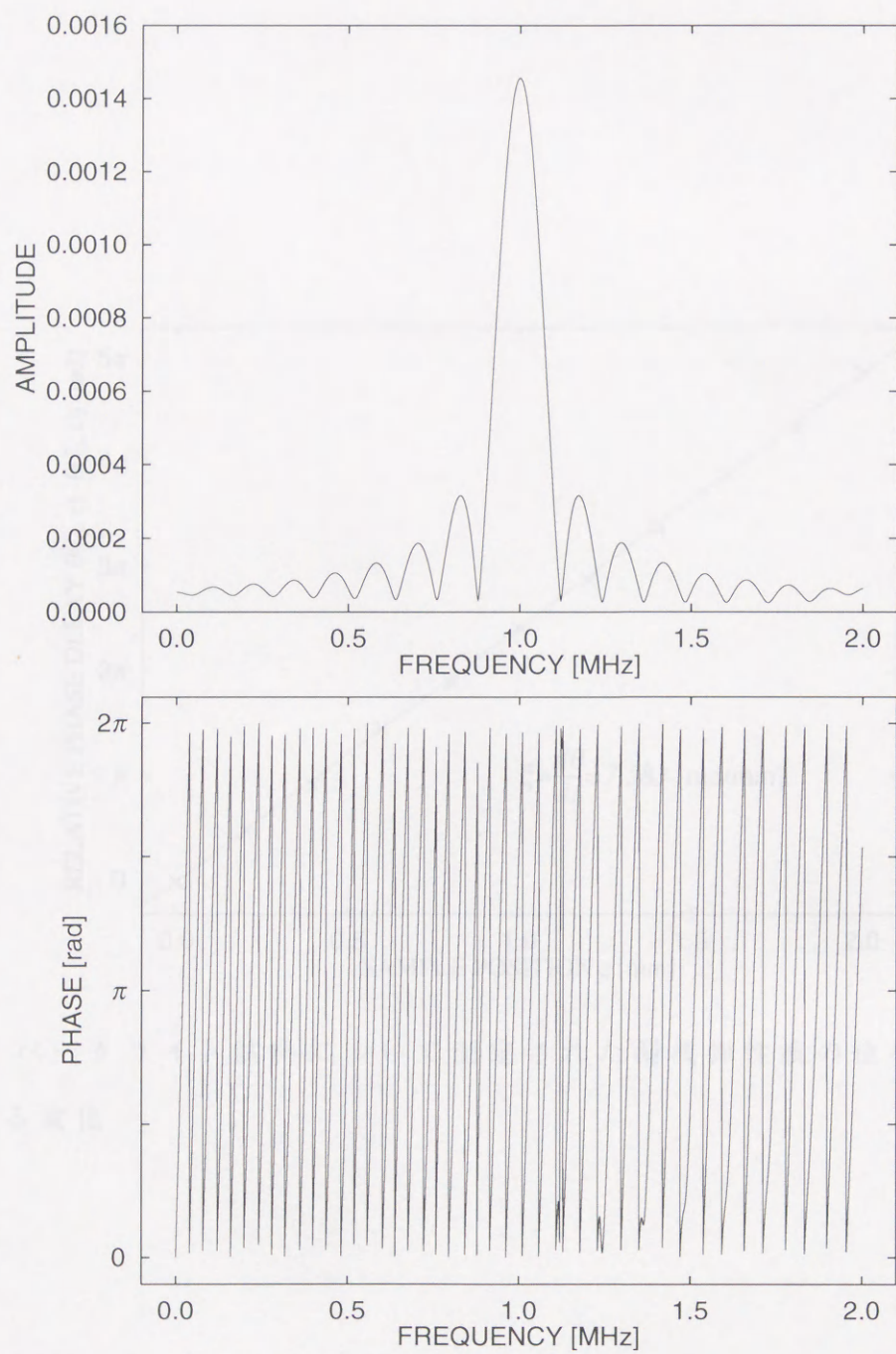


図 4.13 ベークライト試料について測定された信号波形の例

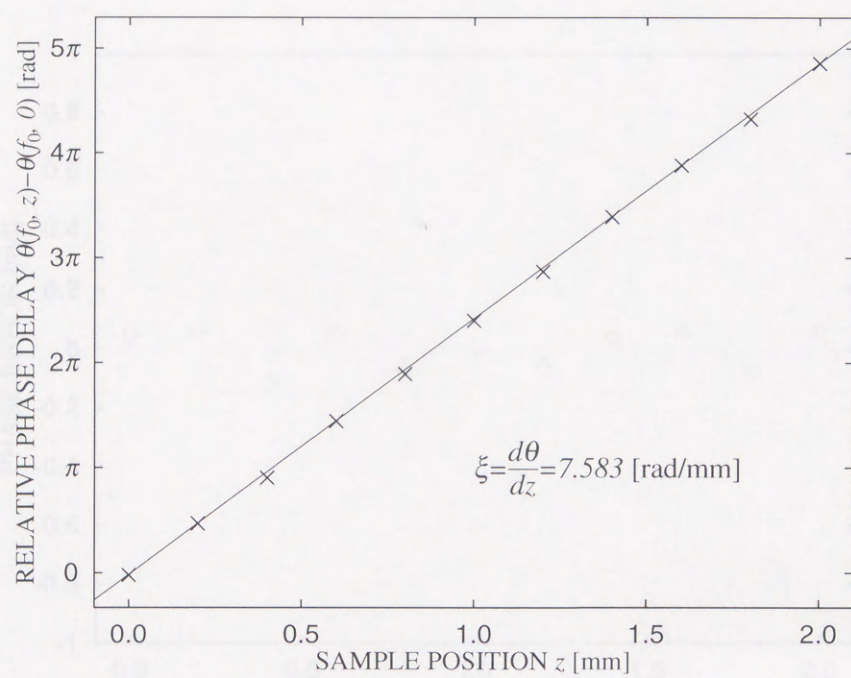


図 4.14 ベークライト試料について測定された漏洩弾性波の位相の距離に対する変化

復元精度の向上を求める場合には、測定間隔を大きくする方がよいと考える。ただし、測定したデータを減してプロットする際は、変化率の最大を同じ値に保つて距離に調整した場合でも測定間隔を狭くする必要がある。また、測定位置間隔の調整は、必ずしも直して測定間隔を狭める必要がある。

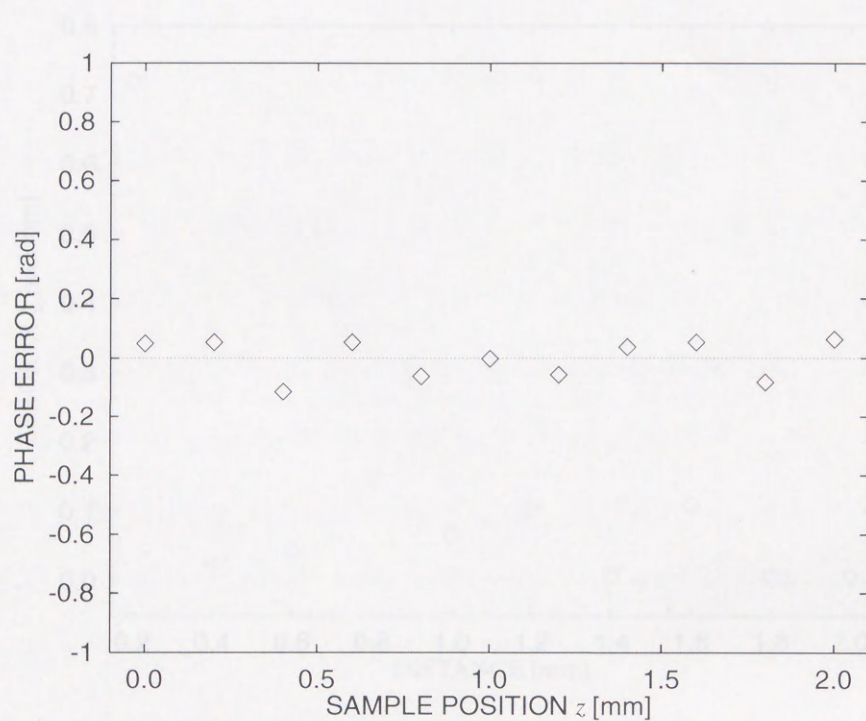


図 4.15 各測定点における測定値と最小自乗法によって得られた値との差

4.5 結論

本稿では、新しい音の伝播状態を測定するための基礎研究として、wave 伝播の特性のある伝播波を電磁波に着目し、130Hz の超音波を用いて、伝播波の伝播状態の測定に関する基礎研究を

表面擬似縦波の速度を求める場合には，測定間隔を大きくとる方がよいと考えられる．ただし，測定した位相を正しくアンラップするには，変化率の範囲を図4.11に示した範囲に限定した場合でも測定間隔を制限する必要がある．また，漏洩表面擬似縦波の伝搬減衰についても考慮して測定間隔を決める必要がある．

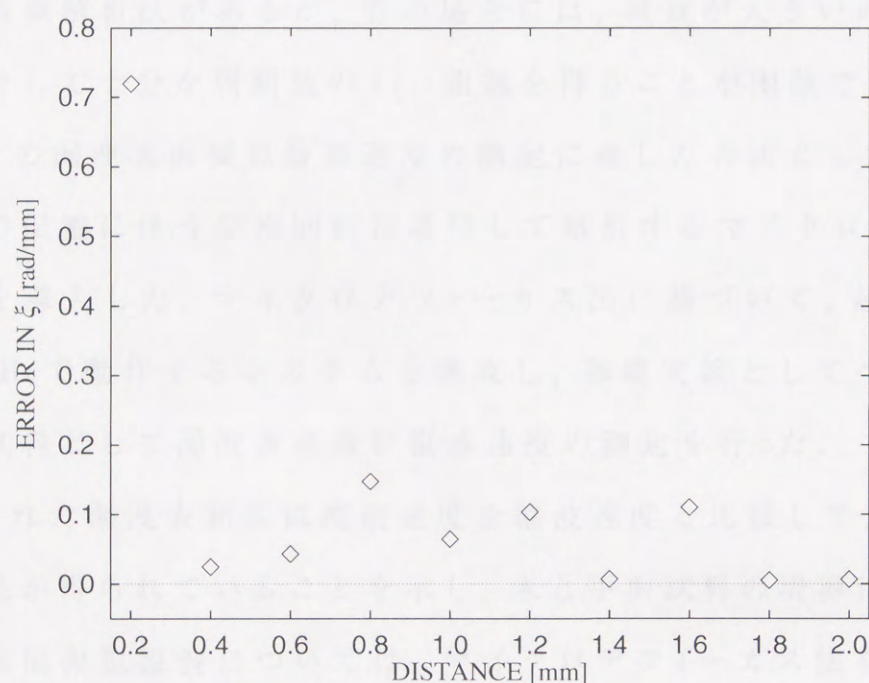


図 4.16 2点だけの測定値から求めた値と最小自乗法で求めた値の差

4.5 結言

本章では，新しい骨の診断装置を開発するための基礎研究として *in vivo* 計測の可能性のある漏洩表面擬似縦波に着目し，1MHz帯の超音波を用いて，漏洩表面擬似縦波速度の測定に関する基礎的検討を

行った。

まず、超音波顕微鏡的手法を取り入れて1MHz帯で漏洩弾性波の励振ならびに検出を行なう超音波計測システムを構成し、水中に浸した試料に対する漏洩弾性波の励振と検出の実験を行った。漏洩弾性波の位相速度を算出する方法としては、超音波顕微鏡で利用されている $V(z)$ 曲線解析法があるが、骨の場合には、減衰が大きいので周期解析に対して十分な周期数の $V(z)$ 曲線を得ることが困難である。そこで、骨の漏洩表面擬似縦波速度の測定に適した方法として、漏洩弾性波の伝搬に伴う位相回転に着目して解析するマイクロデフォーカス法を導入した。マイクロデフォーカス法に基づいて、超音波周波数1MHzで動作するシステムを構成し、基礎実験としてベークライトを試料として漏洩表面擬似縦波速度の測定を行った。

測定された漏洩表面擬似縦波速度を縦波速度と比較して、ほぼ妥当な結果が得られていることを示し、水と平面試料の境界に伝搬する漏洩表面擬似縦波については、マイクロデフォーカス法を用いて音速の測定が可能であることがわかった。

実際に本手法を骨の音速の*in vivo*測定に応用する場合には、骨の周囲に存在する軟組織を介して漏洩表面擬似縦波を励振することになる。軟組織の縦波音速は水の縦波音速とは大きく異なるので、本手法を適用することは十分に可能性があると考えられる。

骨の表面は、平面ではないため形状や表面の粗さの影響、測定に適した部位などについてさらに検討を加える必要がある。本手法は、

骨の軸方向伝搬の音速の測定であること、漏洩弾性波による測定であることなど、他の超音波測定法と異なる特徴があり、これまでにない新しい知見が得られる可能性がある。本手法が今後、骨粗鬆症診断などに応用されることを期待する。

計測装置の構成において、第1章では骨の音響インピーダンス測定に基づく骨の音響システムについて検討した。また、第2章では漏洩弾性波伝搬速度の測定に基づく骨の診断システムについて検討した。本章では、これら2つの測定システムを組み合わせたことにより骨の基本的な物理定数である弾性定数と密度とを分離して測定できる診断システムを新たに開発する。まず、骨の音響インピーダンスと漏洩弾性波の伝搬速度を同一の微小な領域について同時に計測し、これらの測定結果を統合的に処理するシステムについて開発し、測定された音響インピーダンス値と伝搬速度を用いれば弾性定数によって、基本的な物理定数である弾性定数と密度とを分離して求めることが可能であることを示す。

また、超音波探傷システムを振動計測システムに大きく変換することによって同時に漏洩弾性波伝搬速度を測定できることを述べ、従来の超音波探傷装置のリエクスプローブの駆動方式を改良することにより、本システムの電子測定方式での構成方法を開発する。

第5章 音響インピーダンスと漏洩表面擬似縦波速度の 同時測定システム

5.1 緒言

骨の診断法の開発にあたって、第3章では骨の音響インピーダンス測定に基づく骨の診断システムについて検討した。また、第4章では漏洩表面擬似縦波速度の測定に基づく骨の診断システムについて検討した。本章では、これら2つの測定システムを組み合わせることにより骨の基本的な物理定数である弾性定数と密度とを分離して測定できる診断システムを新たに開発する。まず、骨の音響インピーダンスと漏洩表面擬似縦波速度を同一の微小な領域について同時に計測し、これらの測定結果を総合的に診断するシステムについて提案し、測定された音響インピーダンス値と音速値を用いれば演算処理によって、基本的な物理定数である弾性定数と密度を分離して求めることが可能であることを述べる。

また、超音波デバイスを垂直移動させる代りに水平移動させることによって同様に漏洩表面擬似縦波速度を測定できることを述べ、従来の超音波画像診断装置のリニアスキャンプローブの駆動方式を改良することにより、本システムの電子走査方式での構成方法を提案する。

5.2 音響インピーダンス測定と音速測定による弾性定数， 密度測定法の原理

ここでは，第3章の骨の音響インピーダンス測定システムと第4章の漏洩表面擬似縦波速度測定システムを組み合わせた同時測定システムを提案する．等方性の試料における音響インピーダンス Z ，音速 v と弾性定数 c ，密度 ρ との間には次の関係がある．

$$Z = \sqrt{\rho \times c} \quad (5.1)$$

$$v = \sqrt{\frac{c}{\rho}} \quad (5.2)$$

したがって，音響インピーダンス Z と音速 v から，弾性定数 c と密度 ρ を次式により求めることができる．

$$c = Z \times v \quad (5.3)$$

$$\rho = \frac{Z}{v} \quad (5.4)$$

この方法をヒトの骨の計測に応用するためには，骨の異方性を考慮する必要がある．ヒトの骨の異方性については，Katzらにより骨の長軸を Z 軸とした六方晶モデルで表されることが示されている [26, 27]．音響インピーダンス測定における超音波の伝搬方向は，骨の径方向であるのでこれを，

$$Z_{11} = \sqrt{\rho \times c_{11}} \quad (5.5)$$

と表す。漏洩表面擬似縦波速度測定での伝搬方向を実際の測定を考慮して骨の軸方向を考える。漏洩表面擬似縦波の粒子変位は、縦波に近く、その伝搬速度は、伝搬方向の弾性定数によってほぼ定まる。したがって、漏洩表面擬似縦波速度と縦波速度の間には密接な関係があり、測定される漏洩表面擬似縦波速度 v_{L33} は、縦波伝搬速度 v_{c33} と定数 K_1 を用いて次式のように表すことができると考えられる。

$$v_{L33} = K_1 \times v_{c33} \quad (5.6)$$

$$= K_1 \times \sqrt{\frac{c_{33}}{\rho}} \quad (5.7)$$

式(5.5)ならびに式(5.7)の関係から、弾性定数に関連するパラメータ

$$Z_{11} \times v_{L33} = \sqrt{c_{11}c_{33}} \times K_1 \quad (5.8)$$

と密度に関連するパラメータ

$$\frac{Z_{11}}{v_{L33}} = \rho \times \frac{1}{K_1} \times \sqrt{\frac{c_{11}}{c_{33}}} \quad (5.9)$$

が求められる。さらに、 c_{11} と c_{33} の比を $K_2^2 = c_{33}/c_{11}$ と定義すると、弾性定数 c_{11} , c_{33} , 密度 ρ の値が次式により決定される。

$$c_{11} = \left(\frac{Z_{11} \times v_{L33}}{K_1 \times K_2} \right)^2 \quad (5.10)$$

$$c_{33} = \left(\frac{Z_{11} \times v_{L33} \times K_2}{K_1} \right)^2 \quad (5.11)$$

$$\rho = \frac{Z_{11}}{v_{L33}} \times K_1 \times K_2 \quad (5.12)$$

ここで、 c_{11} と c_{33} の比($K_2^2 = c_{33}/c_{11}$)については、骨の異方性とその主成分であるハイドロキシアパタイトの配向と密接に関係している[26, 27]ことや第2章で測定した牛骨の直交する3方向の音速の比率がほぼ一定であったことから判断して、ほぼ一定の値となることが期待できる。したがって、例えば第2章に述べた方法によって c_{11} と c_{33} について、*in vitro*測定を行って、 K_2 の値を統計的に決めておくことができると考えられる。Katzら[26, 27]が、ヒトの骨について測定した c_{11} の値 21.2 ± 0.5 と c_{33} の値 29.0 ± 1.0 とを用いて計算すると $K_2^2 = c_{33}/c_{11}$ は、約 1.37 ± 0.04 である。

ここで求めた弾性定数値 c_{11} 、 c_{33} と同様の骨粗鬆症の診断の指標としてはルナー社の透過型骨粗鬆症診断装置、アキレスで定義されている指標として

$$\text{Stiffness} = 0.67(\text{BUA} - 50) + 0.28(\text{SOS} - 1380) \quad (5.13)$$

がある。ここで、BUA(Broadband Ultrasound Attenuation)は、超音波減衰係数、SOS(Speed of Sound)は、踵骨部を透過する超音波の見かけの伝搬速度であり、Stiffness値の物理的な意味づけは曖昧である。これに比較して、ここでもとめる弾性定数 c は、その導出に関して物理的な根拠が明確である。弾性定数 c や密度 ρ は、音速やインピーダンスの値を決定する基本的な物理量であり、その値を非侵襲的に測定できることの意義は大きい。

ところで、ヒトの骨の弾性定数については、Abendscheinらが脛骨の皮質骨について健常者と、糖尿病患者および骨粗鬆症の患者につい

て100kHzの超音波を用いて *in vitro* で音速を測定し、これと別途測定した密度を用いて弾性定数 E_V を算出し、比較を行っている[7]。また、超音波によって求めた弾性定数 E_V と3点曲げ法によって機械的に求めた弾性定数 E_S を比較し、高い相関があることを確認している。表5.1に、Abendsheinらの測定値[7]を示す。表には、Abendsheinらの密度測定値に音速測定値を乗じて求めたインピーダンスの値も掲げている。音速、密度、超音波音速と密度から求めた弾性定数 (E_v)、3点曲げ法

表5.1 ヒトの脛骨の皮質骨について測定された音速、密度、弾性定数

Group	Velocity [m/s]	Density [mg/mm ³]	E_V [$\times 10^4$ N/mm ²]	E_S [$\times 10^4$ N/mm ²]	Impedance [$\times 10^6$ mg/mm ² s]
A and B	3526	1.97	2.44	1.97	6.946
C	3147	1.85	1.84	1.63	5.822
D	2868	1.66	1.37	1.09	4.761

で求めた弾性定数 (E_s) のいずれについても健常者 (groups A and B) に比較して、糖尿病患者 (group C) および骨粗鬆症患者 (group D) の値が減少している。健常者 (groups A and B) と骨粗鬆症患者 (group D) の値を比較して減少率を計算すると、音速、密度、 E_v 、 E_s 、インピーダンス (音速 \times 密度) についてそれぞれ、19%、16%、43%、45%、31%である。したがって音速や密度に比べ音響インピーダンスの変化が大きいが、弾性定数の変化は更に大きく、骨粗鬆症による骨の変化をよく反映することがわかる。このことから、弾性定数は骨粗鬆症のよい指標になることが期待される。

5.2.1 測定システムならびに実験

図5.1に同時測定システムのブロック図を示す. また図5.2に機械操作部, また図5.3に音響デバイス部の写真を示す. 測定は, アクリル,

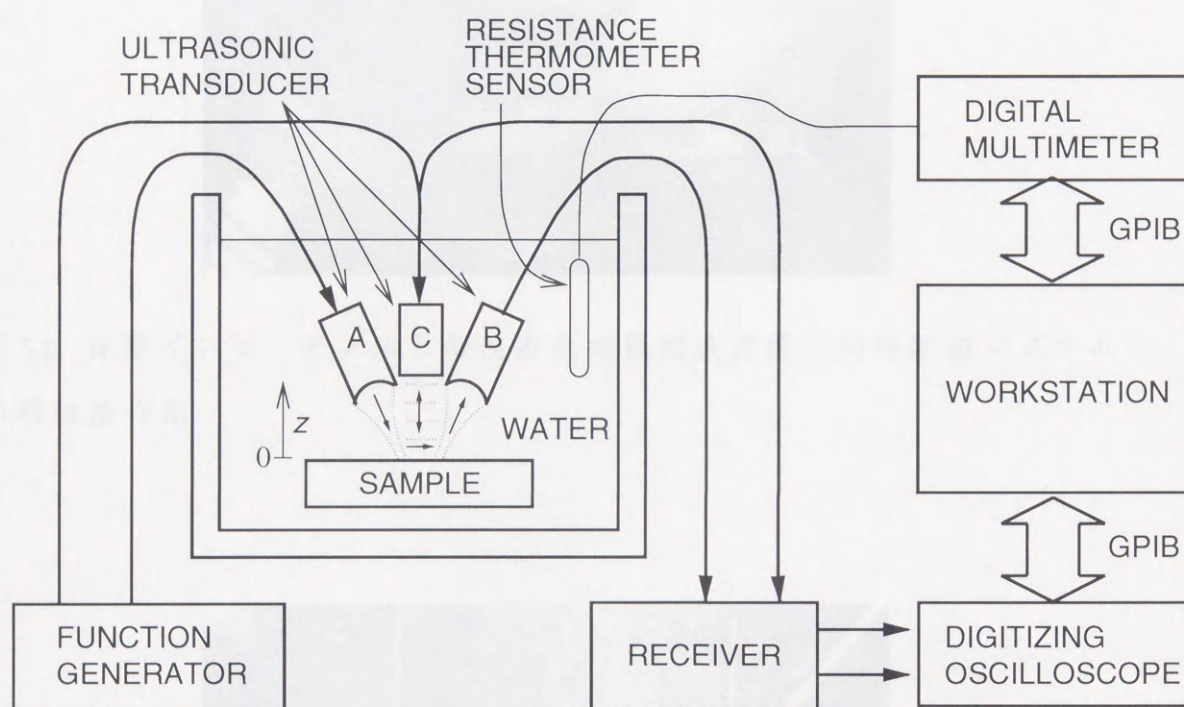


図5.1 音響インピーダンスと漏洩表面擬似縦波速度の同時計測システム

ベークライトのほか, 踵骨部の *in vivo* 測定も行った. 図5.5, 5.4, 図5.6にそれぞれの試料について, 試料をトランスジューサに近づけていくときの漏洩弾性波の検出信号の位相の z に対する変化を測定した

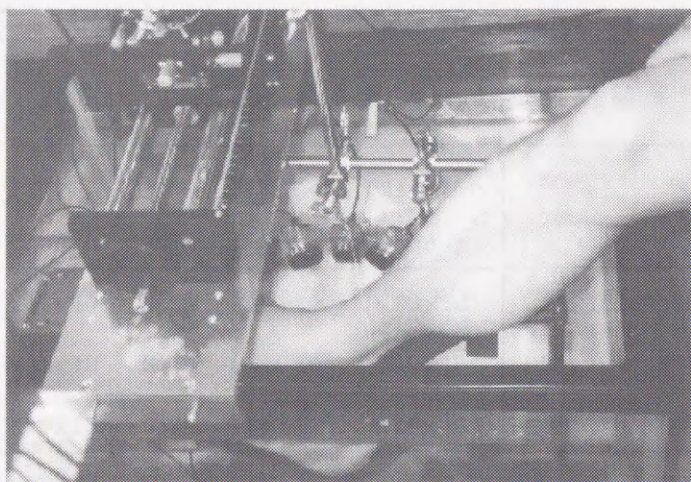


図 5.2 音響インピーダンスと漏洩表面擬似縦波速度の同時計測システムの機械操作部

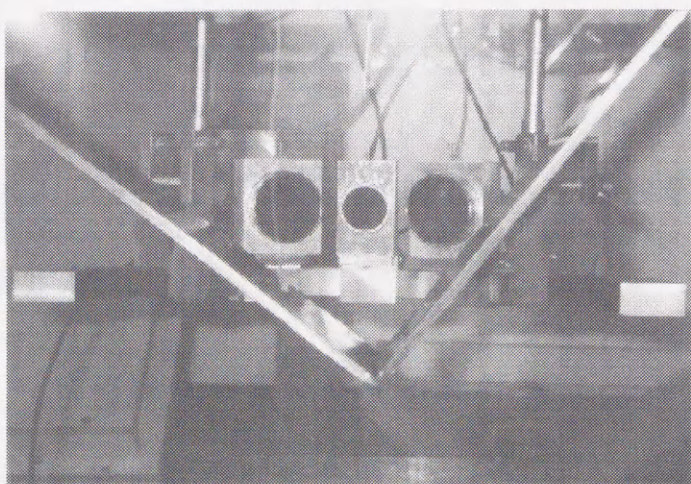


図 5.3 音響インピーダンスと漏洩表面擬似縦波速度の同時計測システムの音響デバイス部

結果を示す. さらに, 第3章で測定した音響インピーダンス測定結果を加えて整理した結果を表5.2に示す. アクリル (PMMA) は, 同時測

表 5.2 同時測定システムによる測定結果

	Z_{11} kg/m ² · s	v_{L33} m/s	$\frac{Z_{11}}{v_{L33}}$ kg/m ³	$Z_{11} \times v_{L33}$ kg/m · s ²	ρ kg/m ³	v_{11} m/s	$\rho \times v_{11}^2$ kg/m · s ²
PMMA	3.31×10^6	2696	1.22×10^3	8.92×10^9	1.21×10^3	2727	9.02×10^9
Bakelite	5.31×10^6	3515	1.51×10^3	18.7×10^9	1.36×10^3	3718	18.8×10^9
calcaneus	2.42×10^6	3578	0.68×10^3	8.66×10^9			

定法で求めた弾性定数 ($Z_{11} \times v_{L33}$), 同時測定法で求めた密度 (Z_{11}/v_{L33}) と, バルク波の測定から求めた弾性定数 ($\rho \times v_{11}^2$), 密度 (ρ) が, いずれも近い値となっている. また, ベークライトについても, 同時測定法から求めた値が, 良い近似値を与えることを示している. これらのことから, 骨についても弾性定数と密度を推定できるものと考ええる.

5.3 トランスジューサの水平移動による漏洩表面擬似縦波速度測定法

5.3.1 骨周りの軟組織が測定に与える影響

骨に漏洩表面擬似縦波を励振して実際に診断を行なうには体外から骨周りの軟組織を介して漏洩表面擬似縦波の励振ならびに検出を行なうことになる. 軟組織を介して測定を行なう場合には, 漏洩表面擬似縦波の位相速度が軟組織の音速や密度によって変化する他、

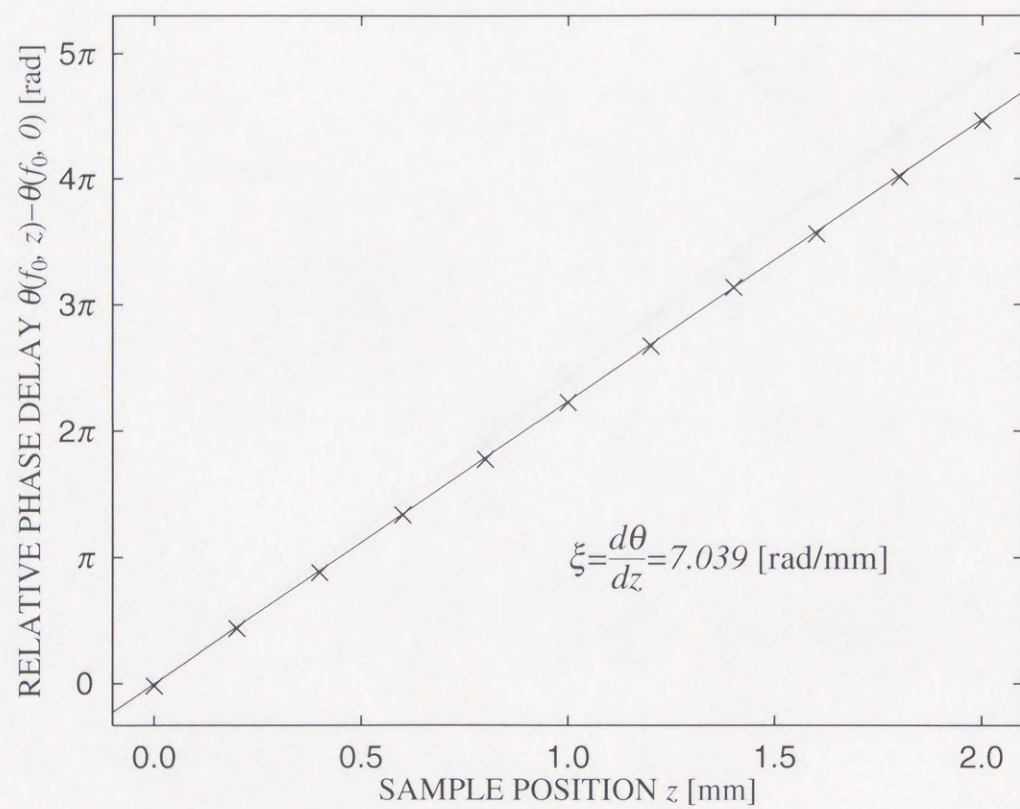


図 5.4 アクリルについての測定結果

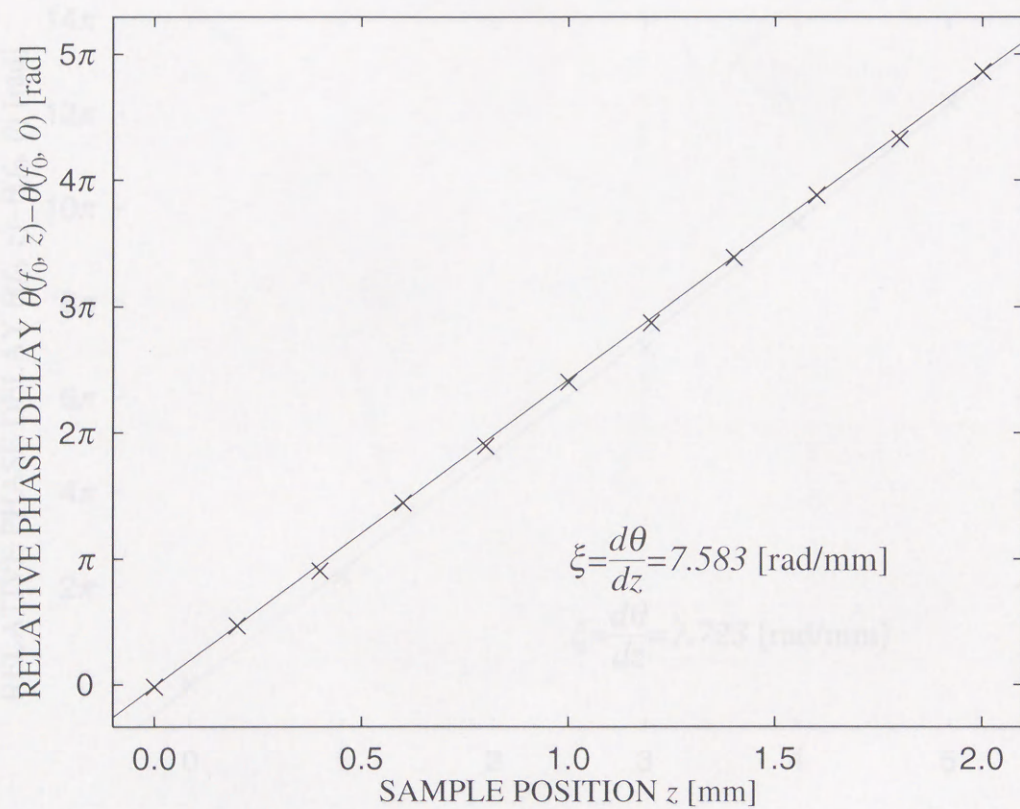


図 5.5 ベークライトについての測定結果

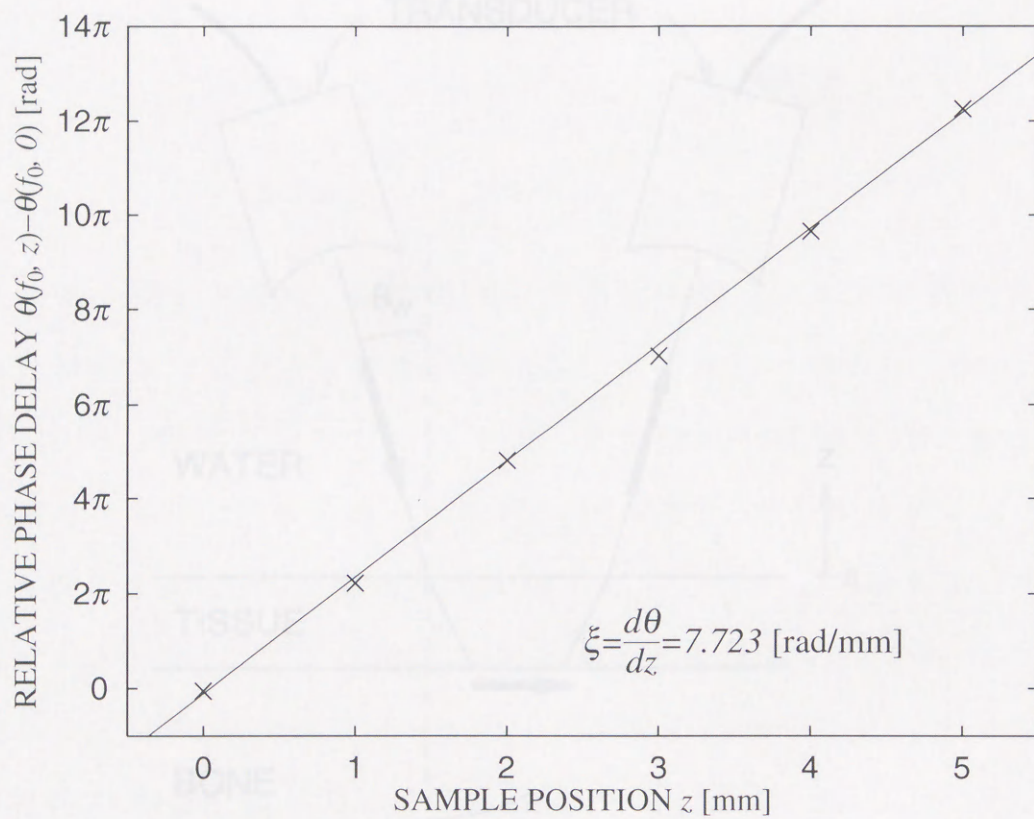


図 5.6 踵骨部についての測定結果

水／軟組織境界において屈折が生じ、その屈折角が軟組織の音速によって変化することが考えられる．ここでは、骨周りの軟組織が漏洩表面擬似縦波を利用した測定法に与える影響について図5.7に示すモデルを用いて検討する．図5.7に示すような水/軟組織境界における

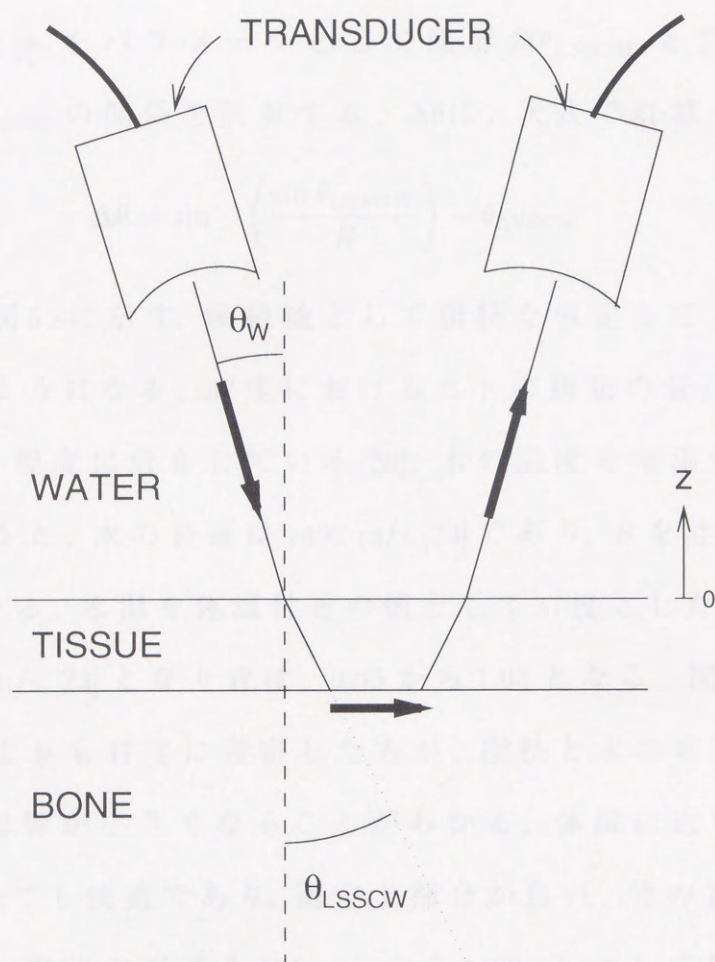


図 5.7 骨周りの軟組織を考慮した測定系のモデル

屈折の角度は、スネルの法則によって決定される． θ_w , θ_{LSSCW} を図の

ように定めるとスネルの法則は次のように書き表される．

$$\frac{\sin \theta_w}{v_w} = \frac{\sin \theta_{LSSCW}}{v_t} = \frac{1}{v_{LSSCW}} \quad (5.14)$$

ここで v_w , v_t , v_{LSSCW} はそれぞれ、水中の縦波速度，軟組織中の縦波速度，軟組織/骨境界を伝搬する漏洩表面擬似縦波速度である． v_w と v_t の比 $R = \frac{v_t}{v_w}$ をパラメータとして臨界角 θ_{LSSCW} と角度の変化量 $\Delta\theta = \theta_w - \theta_{LSSCW}$ の関係を計算する． $\Delta\theta$ は，次式で計算される．

$$\Delta\theta = \sin^{-1} \left(\frac{\sin \theta_{LSSCW}}{R} \right) - \theta_{LSSCW} \quad (5.15)$$

計算結果を図5.8に示す．軟組織として脂肪を仮定して具体的に計算すると次のようになる．37度におけるヒトの脂肪の音速は，1350 m/s から 1480 m/s 程度に分布している [28]．水の温度を室温付近の値として 23 度とすると，水の音速は 1492 m/s [23] であり， R を計算すると 0.90 から 0.99 となる．水温を体温付近の値として 37 度とした場合は，水の音速が 1424 m/s [23] となり R は，0.95 から 1.04 となる．図より，水温を 23 度にするよりも 37 度に設定した方が，脂肪と水の音速が近づくため，屈折の影響が小さくなることがわかる．体温に近い 37 度の方が被験者にとっても快適であり，測定上都合が良い．骨の音速を 3000 m/s から 4500 m/s，脂肪の音速を 1350 m/s から 1480 m/s として臨界角を計算すると 17 度から 30 度となる．水温が 37 度の場合，この角度範囲内の角度の変化は最大で 1 度程度であることがわかる．したがって，厳密には屈折による角度の変化を考慮に入れて解析する必要がある．

図5.7において，測定信号の位相の距離 z に対する変化率は次のよう

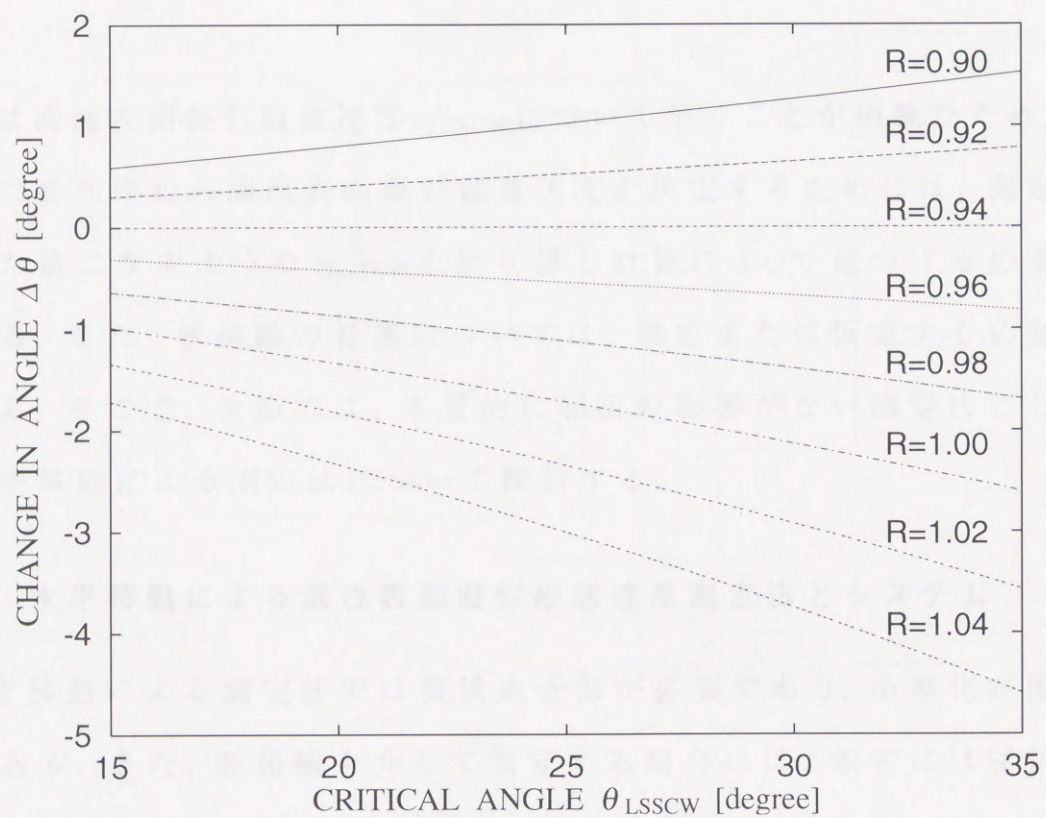


図 5.8 水/軟組織境界の屈折における角度の変化

に表される．

$$\xi = \frac{-2k_w}{\cos \theta_w} + 2k_{LSSCW} \tan \theta_{LSSCW} \quad (5.16)$$

$$= \frac{-4\pi f}{v_w \sqrt{1 - \left(\frac{v_w}{v_{LSSCW}}\right)^2}} + \frac{4\pi f}{v_{LSSCW}} \frac{RV_w}{\sqrt{1 - R^2 \left(\frac{v_w}{v_{LSSCW}}\right)^2}} \quad (5.17)$$

これは漏洩表面擬似縦波速度 v_{LSSCW} について解くことが困難なため，位相の変化率から漏洩表面擬似縦波速度を決定するためには，測定された値になるような v_{LSSCW} を繰り返し計算によって見つける必要がある．また、軟組織の音速については，測定または仮定する必要がある．そこで，次節では，本質的に屈折の影響がない測定法として水平移動による測定法について検討する．

5.3.2 水平移動による漏洩表面擬似縦波速度測定法とシステム

垂直移動による測定法では機械走査部が必要であり，小型化が困難である．また，軟組織を介して測定する場合には，厳密には屈折などの影響について検討する必要がある．そこで，本節では，本質的に屈折の影響がない測定法として水平移動による測定法について検討する．図5.9に水平移動の測定システムを示す．水平移動の場合，トランスジューサの移動に伴う漏洩表面擬似縦波の検出信号の位相の変化率 $\xi = \delta\theta/\delta x$ は，漏洩表面擬似縦波の波数 k_{LSSCW} に等しい．したがって，変化率 ξ を求めれば，漏洩表面擬似縦波の音速 v_{LSSCW} を次

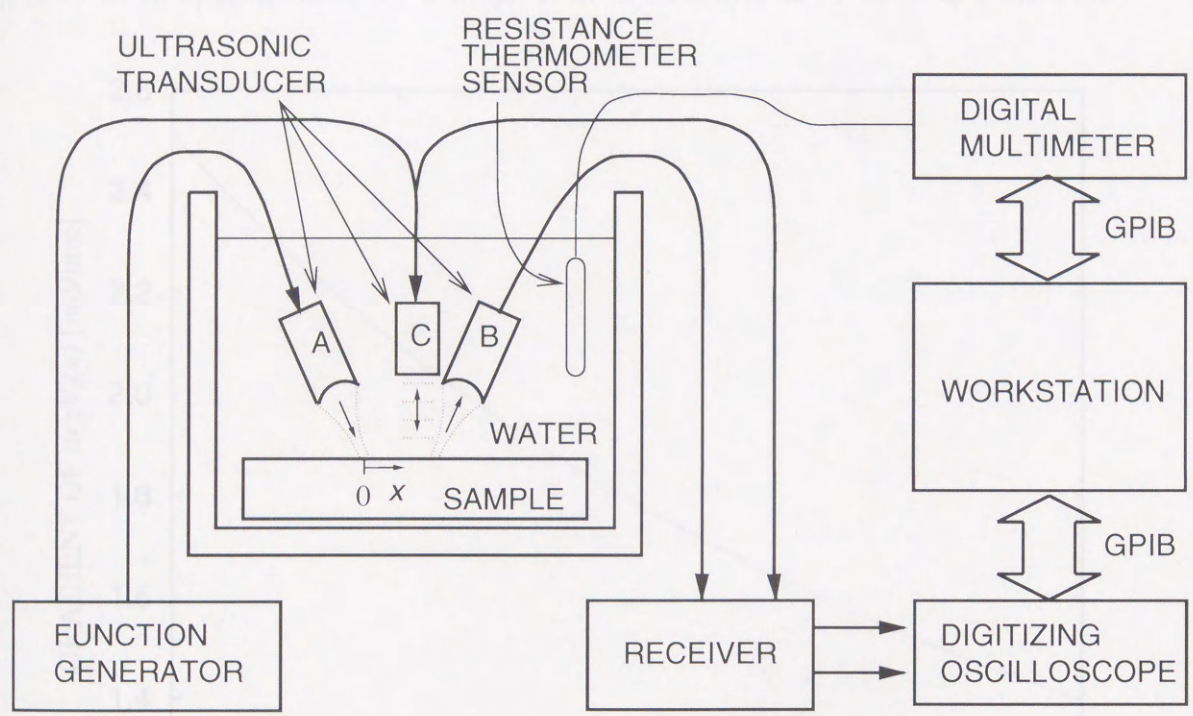


図 5.9 水平移動による測定システム

式により決定できる。

$$v = \frac{\omega}{\xi} \quad (5.18)$$

周波数 1MHz の場合について，位相の変化率 $\xi = \delta\theta/\delta x$ を漏洩表面擬似縦波の音速 v_{LSSCW} に対して計算すると図 5.10 のようになる．水平移

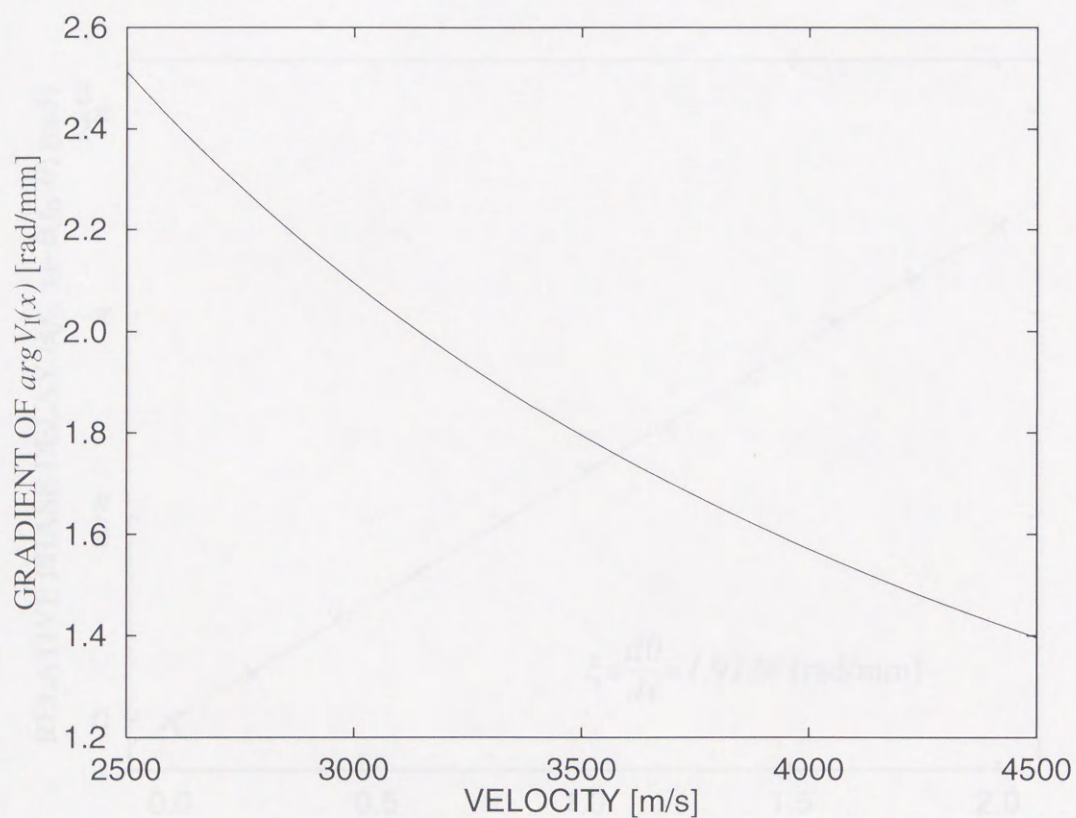


図 5.10 水平移動の場合の位相変化率の計算値

動では水中での伝搬距離が変化しないため，垂直移動の場合に比較して位相の変化率が小さく，測定が容易な大きさである．

5.3.3 測定ならびに結果

ここでは、基礎実験として、パイレックスガラスとベークライトについて水平移動によって漏洩弾性波の音速を測定し、垂直移動の場合と比較した。トランスジューサを水平に移動したときの漏洩弾性波の検出信号の位相の変化の測定例を図5.11、5.12に示す。

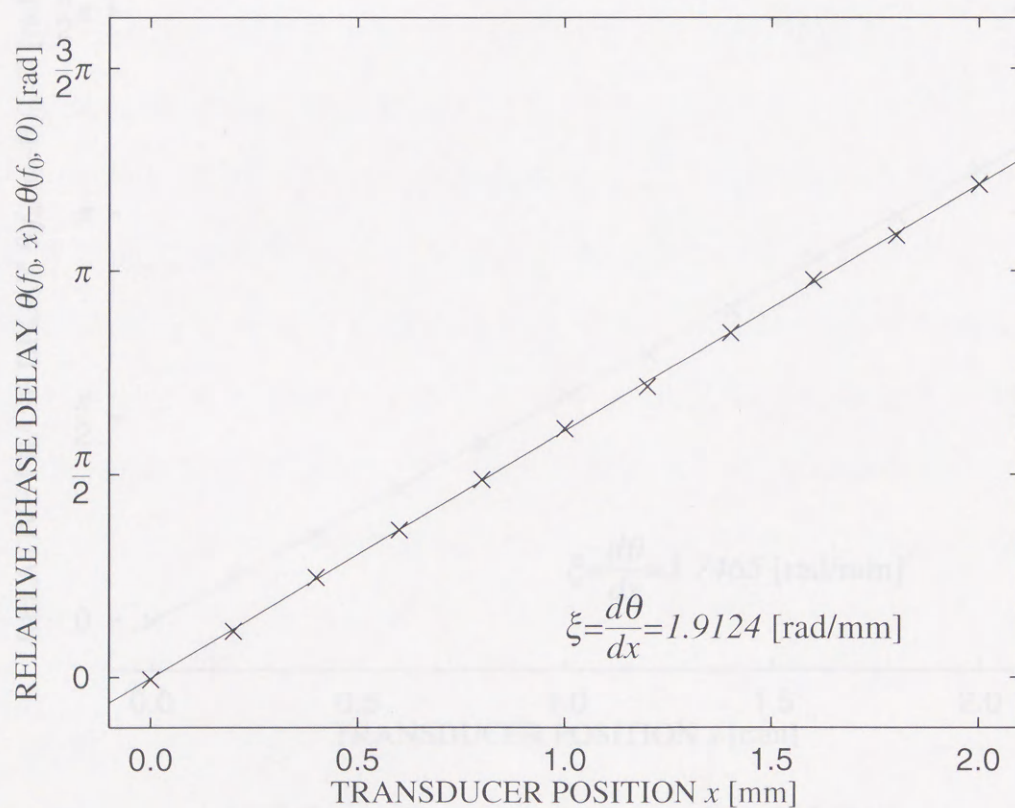


図 5.11 水平移動によるパイレックスガラスの音速測定結果

移動の方向は、試料表面での伝搬距離を減少させる方向で行った。垂直移動の場合と同様に、トランスジューサの移動に伴う位相の変化が測定されている。この変化率から音速を算出した結果を表5.3

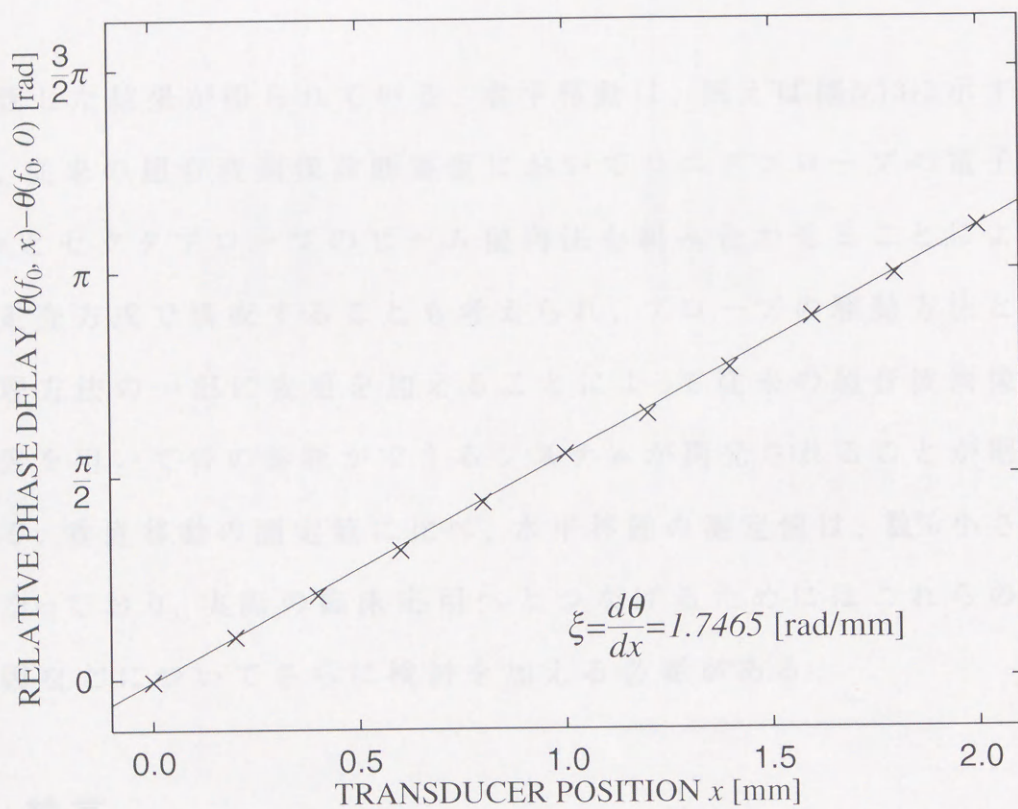


図 5.12 水平移動によるベークライトの音速測定結果

に示す．水平移動による方法でも，垂直移動で測定した測定値には

表5.3 水平移動システムと垂直移動システムによる測定値の比較

	垂直移動	水平移動
	m/s	m/s
Pyrex	3167	3285
Bakelite	3514	3598

は一致した結果が得られている．水平移動は，例えば図5.13に示すように，従来の超音波画像診断装置においてリニアプローブの電子スキャンとセクタプローブのビーム偏向法を組み合わせることにより電子走査方式で構成することも考えられ，プローブの駆動方法と信号処理方法の一部に変更を加えることによって従来の超音波画像診断装置を用いて骨の診断ができるシステムが開発されることが期待できる．垂直移動の測定値に比べ，水平移動の測定値は，数%小さい値となっており，実際の臨床応用へとつなげるためにはこれらの差の原因などについてさらに検討を加える必要がある．

5.4 結言

本章では，第3章の骨の音響インピーダンス測定と第4章の漏洩表面擬似縦波速度の測定の両測定法を組み合わせ，骨の弾性定数と密度を非侵襲的に計測できる診断システムを開発した．

まず，骨の音響インピーダンスと漏洩表面擬似縦波速度を同一の微小な領域について同時に計測し，これらの測定結果を総合的に診

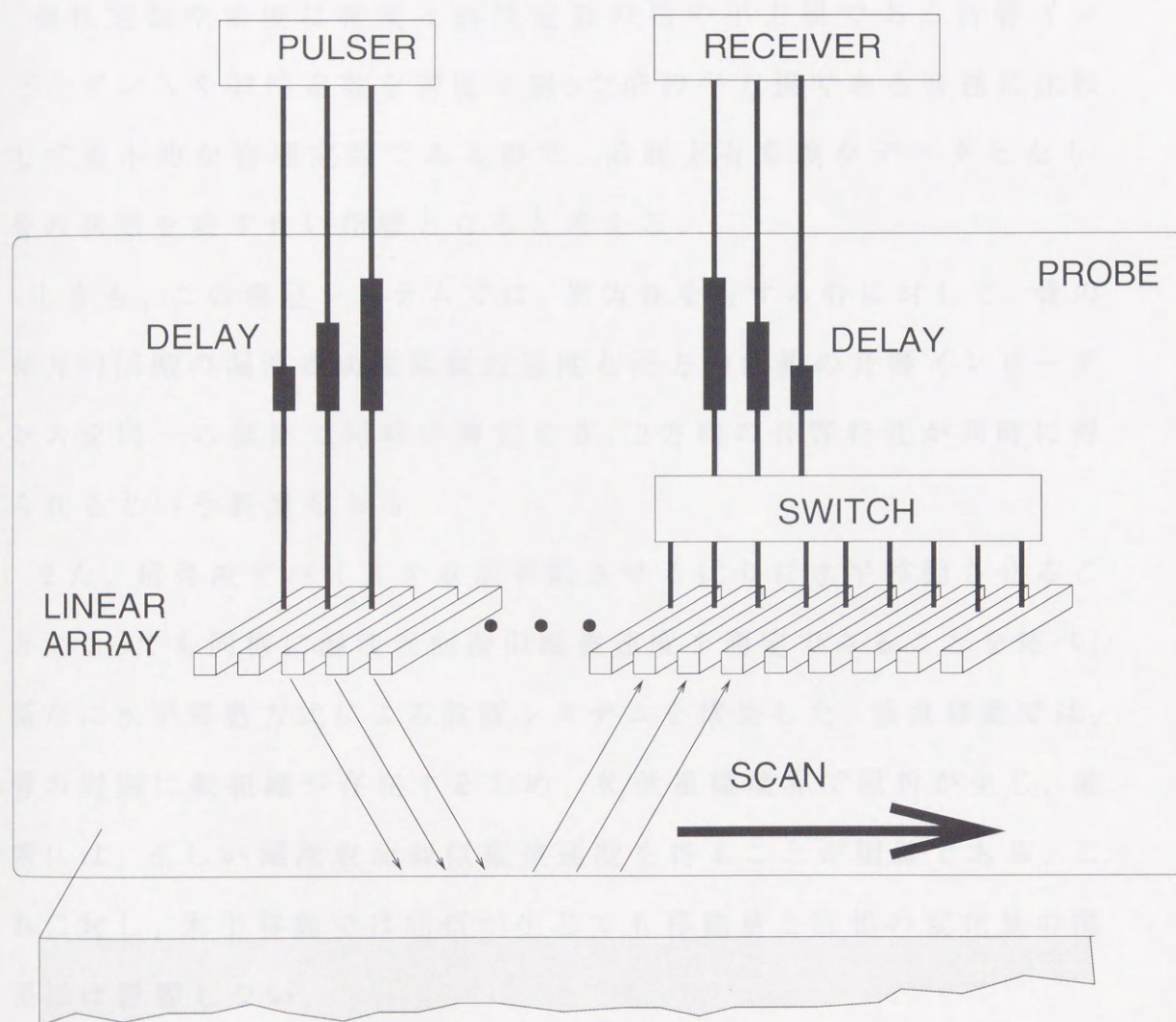


図 5.13 電子スキャンとビーム偏向による水平移動システム

断するシステムについて提案し、測定された音響インピーダンス値と音速値を用いると、演算処理によって弾性定数と密度を分離して求めることが可能になること述べた。

弾性定数や密度は密度と弾性定数の積の平方根である音響インピーダンスや弾性定数を密度で割った商の平方根である音速に比較して基本的な物理定数であるので、診断上有意義なデータとなり、骨の状態を表す良い指標となると考える。

しかも、この測定システムでは、異方性を有する骨に対して、骨の軸方向伝搬の漏洩表面擬似縦波速度と径方向伝搬の音響インピーダンスを同一の部位で同時に測定でき、2方向の音響特性が同時に得られるという特徴もある。

また、超音波デバイスを垂直移動させる代りに水平移動させることによって同様に漏洩表面擬似縦波速度を測定できることを述べ、新たに水平移動方式による診断システムを構築した。垂直移動では、骨の周囲に軟組織が存在するため、水/軟組織境界で屈折が生じ、厳密には、正しい漏洩表面擬似縦波速度を得ることが困難である。これに対し、水平移動では屈折が生じてても移動量と位相の変化量の関係には影響しない。

さらに、従来の超音波画像診断装置のリニアスキャンプローブの駆動方式を改良して本システムを電子走査方式で構成する方法を提案した。これは、リニアプローブの電子スキャンとセクタプローブのビーム偏向法を組み合わせたもので駆動方法の変更と解析ソフトウ

エアの組み込みによって従来の超音波画像診断装置を用いて骨の診断ができるシステムが開発されることが期待できる。

なかで、骨の超音波診断に関してはあまり研究が成されていなかった。超音波診断は、一般的に運動法として、これまで医療の現場で広く利用されてきたが、その適用範囲は、生体組織に限られ、音響的な性質が軟組織と大きく異なる骨についてはほとんど利用されていなかった。本研究では、超音波による骨の診断法として、従来の運動法に対して種々の改良を加える超音波反射法に着目して、骨の局所的な弾性定数ならびに音速を非侵襲的に計測できる新しい骨の超音波診断システムを開発した。

まず第3章では、反射法によって骨の音響インピーダンスを測定する方法において、これまで考慮されていなかった超音波の皮膚表面での反射率と軟組織内での減衰率が測定値に及ぼす影響について検討を行い、骨の正確な音響インピーダンスを測定するための方法を述べた。

次に第4章では、反射法により骨の音速を測定する方法として共振法に着目し、超音波計測装置の手法を取り入れて骨の音速を正確に測定する共振法超音波診断法の開発を目的とする診断システムを開発した。このシステムを用いた基礎実験から、骨の音速測定が大きいこと、従来の反射法診断法では、 10^{-3} 程度の音速測定は困難であることが示され、骨に与えた共振法超音波診断法の有効性として、新たに超音波共振法による音速測定法を導入し、材料と音響パルスとの関係を

第6章 結論

これからの医療を支える医療診断技術のひとつである超音波診断のなかで、骨の超音波診断に関してはあまり研究が成されていなかった。超音波診断は非侵襲的な診断法として、これまで医療の現場で広く利用されてきたが、その適用範囲は、生体軟組織に限られ、音響的な性質が軟組織と大きく異なる骨については殆んど利用されていなかった。本研究では、超音波による骨の診断法として、従来の透過法に対して種々の特徴を有する超音波反射法に着目して、骨の局所的な弾性定数ならびに密度を非侵襲的に計測できる新しい骨の超音波診断システムを実現した。

まず第3章では、反射法によって骨の音響インピーダンスを測定する方法において、これまで考慮されていなかった超音波の皮膚表面での反射損と軟組織内での減衰損が測定値に及ぼす影響について検討を行い、骨の正確な音響インピーダンスを測定するための方法を述べた。

次に第4章では、反射法により骨の音速を測定する方法として漏洩弾性波に着目し、超音波顕微鏡的手法を取り入れて骨の表面を伝搬する漏洩表面擬似縦波の速度を測定する診断システムを構築した。このシステムを用いた基礎実験から、骨の伝搬減衰が大きいことを示し、従来の $V(z)$ 曲線解析法では、*in vivo*での音速測定は困難であることを示し、骨に適した漏洩表面擬似縦波速度の計測法として、新たにマイクロデフォーカス法を導入し、試料と音響デバイスとの距離を

わずかに変化させ、検出される漏洩弾性波の位相の変化率から伝搬速度を測定する方法を述べ、この方法に基づいた診断システムを新たに構築した。漏洩表面擬似縦波による音速の測定では、超音波を骨の表面に沿った任意の方向に伝搬させることができ、他の測定法では伝搬させることが困難な骨の軸方向についても測定することができる。

さらに第5章では、前章までに開発した音響インピーダンス測定と漏洩表面擬似縦波速度測定の両測定法を組み合わせ、音響インピーダンス測定値と音速測定値とから演算処理によって骨の弾性定数や密度の値を分離して求めることが可能な診断システムを開発した。弾性定数や密度は、音速や音響インピーダンスを決定する基本的な物理量であるので、骨粗鬆症の良い指標になると考える。しかも、このシステムでは骨の同一の部位について径方向と軸方向の2方向に関する情報を得ることができる特徴もある。また、超音波デバイスを垂直移動させる代りに水平移動させることによっても同様に漏洩表面擬似縦波速度を測定できることを述べ、従来の超音波画像診断装置のリニアスキャンプローブの駆動方式を改良することにより、本システムの電子走査方式での構成方法を提案した。今後、この方法を取り入れ、駆動方法の変更と解析ソフトの組み込みによって超音波画像診断装置を用いて骨の診断ができるシステムが開発されることを期待する。

以下、本研究の成果を各章ごとにまとめる。

第2章では、本研究を進めるにあたり、骨の超音波診断装置を構築するために必要な骨の弾性的性質について、これまでの研究データを調査するとともに超音波パルス法により、牛骨の切片試料を用いて骨の音速ならびに減衰定数の測定を行った。骨のlongitudinal方向、tangential方向、radial方向の3方向について音速、減衰定数を測定した結果、異方性があることが確認された。音速測定値は、longitudinal方向が最も速く、tangential方向、radial方向の順に小さくなり、その比率はほぼ一定であることを述べた。また、骨の減衰定数が大きく、診断には1MHz程度の超音波を用いることが適当であることを指摘した。

第3章では、超音波反射法による骨の音響インピーダンス測定に基づく骨の診断システムについて検討を行った。体外から、水を介して骨に超音波を照射する構成で骨の音響インピーダンスを測定する場合について、測定部位を骨とその周囲の軟組織とからなる2層モデルで考えて、皮膚表面における反射損ならびに軟組織中の伝搬損の測定への影響について伝送線路モデルを立てて検討し、骨の正確な音響インピーダンス測定するための補正方法について述べた。アクリル/ベークライト、ゴム/ベークライトの2種類のモデル試料を利用してこの補正法の妥当性と有効性について示し、さらに、実際にヒトの踵骨部における音響インピーダンスの*in vivo*計測を行って、本方法の有効性を明らかにした。

第4章では、超音波反射法による音速測定に基づく骨の診断システムとして、漏洩弾性波に着目した新しい診断法とシステムを提案し

た．まず，超音波顕微鏡的手法を取り入れて，1MHz帯で $V(z)$ 曲線解析法に基づいて漏洩弾性波の音速を測定するシステムを構築した．第2章での音速測定結果から，漏洩弾性波のモードとして，漏洩表面擬似縦波モードを選択し，使用する音響レンズの設計を行った．作成したシステムを用いて，牛骨の切片試料について漏洩弾性波音速の測定を行ない，漏洩表面擬似縦波の励振と検出が可能であることを確認した．しかし，骨では減衰が大きいため測定される $V(z)$ 曲線の干渉周期数は少なく，従来の周期分析に基づく $V(z)$ 曲線解析法では，実際の *in vivo* 計測への応用はかなり困難であると考え，新たな解析法としてマイクロデフォーカス法を導入した．マイクロデフォーカス法では，検出される漏洩弾性波の位相が試料と音響デバイスとの距離によって変化する時の変化率から漏洩弾性波の伝搬速度を測定するため，短い測定区間でも解析が可能である．このマイクロデフォーカス法によって解析を行うためのシステムとして，試料の臨界角に合わせて送受信用の2つの集束超音波トランスジューサを配置した構成のシステムを構築した．ベークライトを用いた基礎実験により，本測定方法ならびにシステムが超音波の減衰が大きい骨における漏洩表面擬似縦速度の測定に適用できることを明らかにした，

第5章では，前章までに開発した音響インピーダンスの測定と音速の測定の両方法を組み合わせて，骨の局所的な弾性定数と密度を非侵襲的に計測できる診断システムを開発した．音速測定値と音響インピーダンス測定値とから演算処理によって基本的な物理定数で

ある弾性定数と密度を分離して求めることが可能になり、密度と弾性定数の積の平方根である音響インピーダンスや弾性定数を密度で割った商の平方根である音速に比較してより詳細なデータを得ることが可能になり、診断上有意義なデータを与えるものと考えられる。しかも、この測定システムでは、異方性を有する骨に対して、骨の軸方向伝搬の漏洩表面擬似縦波速度と径方向伝搬の音響インピーダンスを同一の部位で同時に測定でき、2方向の音響特性が同時に得られるという特徴もある。

また、超音波デバイスを垂直移動させる代りに水平移動させることによっても同様に漏洩表面擬似縦波速度を測定できることを述べ、新たに水平移動方式による診断システムを構築した。垂直移動では、骨の周囲に軟組織が存在するため、水/軟組織境界で屈折が生じ、厳密には、正しい漏洩弾性表面波速度を得ることが困難である。これに対し、水平移動では屈折が生じて移動量と位相の変化量の関係には影響しない。

さらに、従来の超音波画像診断装置のリニアスキャンプローブの駆動方式を改良して本システムを電子走査方式で構成する方法を提案した。

以上のように本研究は、超音波反射法による骨の診断に関する基礎研究として、音響インピーダンス測定と漏洩弾性波速度測定の2つを取り上げて検討を行い、さらにこれらを組み合わせて、骨の局部の弾性定数および密度を非侵襲的に計測できる計測システムを開

発したものである。今後、本研究で開発された新しい計測法がこれからの医療を支える医療診断技術のひとつとして、臨床の場において利用され、骨粗鬆症をはじめとする骨の疾患の診断の一助となることを期待する。

本論文をまとめるにあたり、東北大学大学院工学研究科中村直彦教授、御引博一教授には大変貴重な御意見を賜りました。ここに御礼の意を表し、厚く御礼申し上げます。

東北大学大学院工学研究科中村直彦氏の金井清晴教授には大変貴重な御指導、御助言を頂きました。また、同研究室の三野富男博士には、学生時代から一員として御指導頂き、貴重な御意見を賜りました。本研究を進めることができたのも貴方御助教授ならではの御指導の上の事であると御礼申し上げます。ここに御礼の意を表し、厚く御礼申し上げます。

福島県立医科大学整形外科臨床教授ならびに片岡孝博氏には御教示されている骨粗鬆症診断装置の現状やこれからの発展に資する情報などについて、臨床的な立場から大変貴重な御意見を賜りました。ここに御礼の意を表し、厚く御礼申し上げます。

東北大学医歯薬学総合研究科工学医科臨床工学科片岡孝博教授には御指導により調査をたびたび頂く機会など、御して大変貴重な御意見を賜りました。ここに御礼の意を表し、厚く御礼申し上げます。

本論文をすすめるにあたり、中村直彦氏、金井清晴氏をはじめとする

謝 辞

本研究では、東北大学大学院工学研究科中鉢憲賢教授に研究の機会を賜わり、また終始懇切なる御指導、御鞭撻を賜りました。ここに厚く御礼申し上げます。

本論文をまとめるにあたり、東北大学大学院工学研究科中村喜良教授、櫛引淳一教授には大変貴重な御意見を賜りました。ここに感謝の意を表し、厚く御礼申し上げます。

東北大学大学院工学研究科中鉢研究室の金井浩助教授には大変熱心に御指導、御討論を頂きました。また、同研究室の三野宮利男博士には、学生時代から一貫して御指導頂き、貴重な御意見を賜りました。本研究を進めることができたのも金井浩助教授ならびに三野宮利男博士の多大なる御力添えがあったからであります。ここに深く感謝の意を表し、厚く御礼申し上げます。

福島県立医科大学産科婦人科学講座佐藤章教授ならびに月川奏博士には市販されている骨粗鬆症診断装置の現状やこれからの装置に望まれる性能などについて、臨床的な立場から大変貴重な御意見を賜りました。ここに感謝の意を表し、厚く御礼申し上げます。

東北大学附属医療技術短期大学部診療放射線技術学科片倉剛教授には放射線による測定ならびに骨の構造などに関して大変貴重な御意見を賜りました。ここに感謝の意を表し、厚く御礼申し上げます。

本研究をすすめるにあたり、小林岳彦氏、成毛功氏をはじめとする

東北大学工学部中鉢研究室卒業生各位の御協力を頂きました。ここに感謝の意を表します。特に、平野(旧姓比佐)伸一郎氏、市川伸明氏、山口啓氏、木村友久氏、佐々木潤氏、近英泰氏には、実験装置の製作や実験ならびにデータ解析について御協力を頂きました。また、及川壮哉氏、小澤仁氏、長谷川英之氏には実験の被験者としてたびたび御協力を頂きました。あらためて厚く御礼申しあげます。

本研究の遂行にあたっては、ニッカ株式会社に経済的な御援助を頂きました。ここに感謝の意を表し、厚く御礼申しあげます。また、牛骨試料の採取に御協力頂いた仙台市食肉衛生検査所の関係諸氏に厚く御礼申し上げます。

卒業研究を御指導いただいた山形大学大学院工学研究科の富川義朗教授には、卒業後も折あるごとに暖かい励ましのお言葉を賜わり、研究を進めていく上でたいへん励みとなりました。また、本研究をまとめることができましたのは、家族をはじめ多くの方々の御協力ならびにご激励を得ることができたからであります。これまでいろいろな面で暖かく支えて頂きました皆様に、改めて厚く御礼申し上げます。

参考文献

- [1] 室田 影久, 白井 康正, 桜井 実, “骨粗鬆症,” 東京: メディカルビュー社, 70-111, 1990.
- [2] 福永 仁夫, “骨粗鬆症と骨塩定量-DXAによる骨塩定量-,” 東京: メディカルビュー社, 183-198, 1994.
- [3] S. A. Goss, R. L. Johnston, and F. Dunn, “Comprehensive compilation of empirical ultrasonic properties of mammalian tissues,” *J. Acoust. Soc. Am.*, **64**, 423-457, 1978.
- [4] H. Theismann, and F. Pfander, “Über die Durchlässigkeit des Knochens für Ultraschall,” *Strahlentherapie*, **80**, 607-610, 1949.
- [5] G. T. Anast, T. Fields, and I. M. Siegel, “Ultrasonic technique for the evaluation of bone fractures,” *Am. J. Phys. Med.*, **37**, 157-159, 1958.
- [6] W. A. Selle and J. M. Jurist, “Acoustical detection of senile osteoporosis,” *Proc. Soc. Exp. Med.*, 121-150, 1966.
- [7] W. Abendshein and G. W. Hyatt, “Ultrasonics and selected physical properties of bone,” *Clin. Orthopaed. Rel. Res.*, **69**, 294-301, 1970.
- [8] J. D. Craven, M. A. Constantini, M. A. Greenfield, et al, “Measurement of the velocity of ultrasound in human cortical bone and its potential clinical importance An in vivo preliminary study,” *Investigative Radiology*, **8**, 72-77, 1973.

- [9] J. F. Whiting, "Ultrasonic critical angle refraction goniometer for in vivo bone mineral analysis," in *Ultrasound in medicine*, D. White and R. E. Brown Eds, New York: Penum, 1629-1643, 1977.
- [10] C. M. Langton, S. B. Palmer, and R. W. Porter, "The measurement of broadband ultrasonic attenuation in cancellous bone," *Eng. Med.*, **2**, 89-91, 1984.
- [11] D. T. Baran, A. M. Kelly, A. Karellas, et al, "Ultrasound attenuation of the os calcis in women with osteoporosis and hip fractures," *Calcif. Tissue. Int.*, **43**, 138-142, 1988.
- [12] R. P. Heaney, L. V. Avioli, C. H. Chesnut III, et al, "Osteoporotic bone fragility detection by ultrasound transmission velocity," *J. Am. Med. Assoc.*, **261**, 2986-2990, 1989.
- [13] 中鉢 憲賢, 三野宮 利男, 浅井 仁, "生体硬組織(牛骨)への漏洩擬似縦波の励振と検出に関する基礎実験", 日本超音波医学会講演論文集, 363-364, 1990.
- [14] 石井徹哉, 栗脇真史, 久保田康之ほか, "骨粗鬆症診断法としての超音波反射法の検討," 計測自動制御学会第10回生体・生理工学シンポジウム講演論文集, 145-148, 1995.
- [15] 櫛引淳一, 河康烈, 中鉢憲賢, "超音波顕微鏡の歯学分野への応用に関する検討," 日本音響学会講演論文集, 665-666, 1986.

- [16] 山田 英智, 市川 厚, 黒住 一昌, “組織学 [1],” 東京: 廣川書店, 263–305, 1979.
- [17] R. Lakes, H. S. Yoon, and J. L. Katz, “Ultrasonic wave propagation and attenuation in wet bone,” *J. Biomed. Eng.*, **8**, 143–148, 1986.
- [18] 甲子乃人, “超音波の基礎と装置,” 東京: ベクトルコア, 25, 1994.
- [19] 橋本昌巳, 米澤義道, 伊藤一典ほか, “超音波音速計測による皮膚の方向性検出,” 医用電子と生体工学, **34**, 9–14, 1996.
- [20] J. Kushibiki and N. Chubachi, “Material characterization by line-focus-beam acoustic microscope,” *IEEE Trans. Sonics Ultrason.*, **SU-32**, 189–212, 1985.
- [21] 中鉢憲賢, 金井浩, 三野宮利男, 浅井仁, “新しい $V(z)$ 解析法と伝搬減衰の大きい骨・生体組織の音響特性の計測の可能性,” 日本超音波医学会講演論文集, **58**, 551–552, 1991.
- [22] H. Kanai, N. Chubachi, and T. Sannomiya, “Microdefocusing method for measuring acoustic properties using acoustic microscope,” *IEEE Trans. UFFC*, **39**, 643–652, 1992.
- [23] W. Kroebel and K. H. Mahrt, “Recent results of absolute sound velocity measurements in pure water and sea water at atmospheric pressure,” *Acustica*, **35**, 154–164, 1976.

- [24] 浅井仁, 中鉢憲賢, “超音波透過法による骨の音響特性測定における骨の形状の影響に関する検討,” 日本音響学会講演論文集, 881-882, 1996.
- [25] E. B. Miller, “Basic acoustic theory,” in *Physical principles of medical acoustics*, C. R. Hill Ed, New York: Jhon Willy & Sons, 59, 1986.
- [26] J. L. Katz, H. S. Yoon, S. Lipson, et al, “The effects of remodeling on the elastic properties of bone,” *Calcif. Tissue Int.*, **36**, S31-S36, 1984.
- [27] J. L. Katz, “The elastic anisotropy of bone,” *Bull. Soc. Chim. France*, **4**, 514-518, 1985.
- [28] J. C. Bamber, “Speed of sound,” in *Physical principles of medical ultrasonics*, C. R. Hill Ed, New York: Jhon Wiley & Sons, 212, 1986.

本研究に関連する著者の論文リスト

I. 研究論文(学会誌, 英文 proceedings 等)

- 1) N. Chubachi, T. Sannomiya, H. Asai : 'Measurement of bone properties by ultrasound to develop diagnostic equipment. ', *1990 Ultrason. Symp. Proc.*, pp.1367-1370 (1990).
- 2) N. Chubachi, H. Asai, T. Sannomiya : 'A new method to measure bone properties by means of leaky surface acoustic waves ', *J. Acoust. Soc. Jpn. (E)*, **13**, pp.121-125 (1992).
- 3) 木村 友久, 浅井 仁, 金井 浩, 中鉢 憲賢 : '距離分解能の向上を目指した二端子対網回路の縦続逆行列による超音波トランスジューサの狭帯域特性の改善法', *超音波医学*, **23**, pp.411-422 (1996).
- 4) 浅井 仁, 金井 浩, 中鉢 憲賢, "軟組織での反射と減衰を考慮した超音波反射法による骨の音響インピーダンスの計測", *超音波医学*, **23**, 643-650, 1996.
- 5) H. Asai, H. Kanai, N. Chubachi, "Noninvasive method for measuring velocity of leaky surface skimming compressional wave propagating on bone surface", *Elect. Lett.*, **24**, 2290-2291, 1996.
- 6) 浅井 仁, 金井 浩, 中鉢 憲賢, "マイクロデフォーカス法を利用した骨音速の新しい計測法", *超音波医学*, **23**, 865-869, 1996.

II. 研究論文(談話会記録, 研究会資料等)

- 1) 浅井 仁, 櫛引 淳一, 中鉢 憲賢, “細い超高周波超音波ビームによる生体組織の音響特性測定”, 電子情報通信学会技術研究報告, **US-89**, 29-36, 1989.
- 2) 中鉢 憲賢, 浅井 仁, “超音波による牛骨の音響特性の測定”, 日本学術振興会弾性波素子技術第150委員会第24回研究会資料, 43-48, 1990.
- 3) 中鉢 憲賢, 三野宮 利男, 浅井 仁, 市川 伸明, “弾性表面波による骨の *in vivo* 計測のための基礎的検討”, 東北大学電気通信研究所第257回音響工学会資料, 1991.
- 4) 草野 康晴, 櫛引 淳一, 浅井 仁, 三野宮 利男, 中鉢 憲賢, フロイド・ダン, “超音波スペクトロスコーピーによる液体試料の粘弾性特性解析-シリコンオイル-”, 東北大学電気通信研究所第264回音響工学会資料, 1992.
- 5) 石橋 正和, 櫛引 淳一, 浅井 仁, 三野宮 利男, 中鉢 憲賢, フロイド・ダン, “超高周波平面超音波を用いた液体の非線形パラメータの比較測定法”, 東北大学電気通信研究所第266回音響工学会資料, 1992.

III. 発表論文(講演論文集)

- 1) 中鉢 憲賢, 三野宮 利男, 櫛引 淳一, 明石 尚之, 浅井 仁, “細い超高周波超音波を用いた生体組織の音響特性測定”, 日本超音波医学会講演論文集, 413-414, 1988.
- 2) 浅井 仁, 明石 尚之, 三野宮 利男, 櫛引 淳一, 中鉢 憲賢, “細い超高周波超音波ビームによる生体組織の音響特性測定”, 昭和63年度電気関係学会東北支部連合大会講演論文集, 112, 1988.
- 3) 明石 尚之, 浅井 仁, 櫛引 淳一, 中鉢 憲賢, “超高周波帯における生体組織の音響特性測定” -肝臓, 心筋, 脂肪の音響特性測定-, 日本音響学会講演論文集, 759-760, 1989.
- 4) 浅井 仁, 櫛引 淳一, 中鉢 憲賢, フロイド・ダン, “横波超音波による液体試料の音響特性測定法に関する検討”, 日本音響学会講演論文集, 697-698, 1990.
- 5) 浅井 仁, 中鉢 憲賢, “連続横波超音波による液体試料の音響特性の測定”, 第51回応用物理学会全国大会講演予稿集, 347, 1990.
- 6) 中鉢 憲賢, 三野宮 利男, 浅井 仁, 河 康烈, “超音波による牛骨の音響特性測定”, 日本音響学会講演論文集, 741-742, 1990.

- 7) 中鉢 憲賢, 三野宮 利男, 浅井 仁, “生体硬組織(牛骨)への漏洩擬似縦波の励振と検出に関する基礎実験”, 日本超音波医学会講演論文集, 363-364, 1990.
- 8) 中鉢 憲賢, 金井 浩, 三野宮 利男, 浅井 仁, “心臓の診断を目的とした超音波による心臓・心臓壁振動の計測”, 日本超音波医学会講演論文集, 447-448, 1990.
- 9) 中鉢 憲賢, 金井 浩, 三野宮 利男, 浅井 仁, “新しい $V(z)$ 解析法と伝搬減衰の大きい骨・生体組織の音響特性の計測の可能性”, 日本超音波医学会講演論文集, 551-552, 1991.
- 10) 草野 康晴, 櫛引 淳一, 浅井 仁, 三野宮 利男, 中鉢 憲賢, フロイド・ダン, “超音波スペクトロスコピーによる液体試料の音速・伝搬減衰測定法”, 日本音響学会講演論文集, 749-750, 1993.
- 11) 石橋 正和, 櫛引 淳一, 浅井 仁, 三野宮 利男, 中鉢 憲賢, フロイド・ダン, “超高周波平面超音波を用いた液体の非線形パラメータの比較測定法”, 日本音響学会講演論文集, 849-850, 1993.
- 12) 浅井 仁, 櫛引 淳一, 中鉢 憲賢, “グリセリンの横波音響特性の測定”, 日本音響学会講演論文集, 955-956, 1993.

- 13) 浅井 仁, 櫛引 淳一, 中鉢 憲賢, Floyd Dunn, “横波超音波による液体試料の音響特性測定法”, 第14回超音波エレクトロニクスの基礎と応用に関するシンポジウム講演予稿集, 9-10, 1993.
- 14) 浅井 仁, 櫛引 淳一, 中鉢 憲賢, フロイド・ダン, “横波超音波によるグリセリンならびにシリコンオイルの音響特性測定”, 1994年電子情報通信学会秋季大会講演予稿集, 215-216, 1994.
- 15) 浅井 仁, 中鉢 憲賢, “超音波透過法による骨の音響特性測定における骨の形状の影響に関する検討”, 日本音響学会講演論文集, 881-882, 1996.

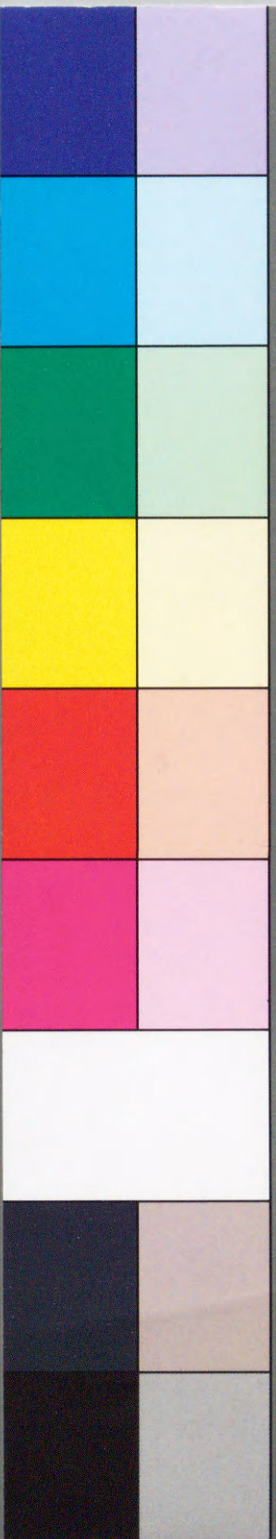


inches 1 2 3 4 5 6 7 8
cm 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16 17 18 19

Kodak Color Control Patches

© Kodak, 2007 TM: Kodak

Blue Cyan Green Yellow Red Magenta White 3/Color Black



Kodak Gray Scale



© Kodak, 2007 TM: Kodak

A 1 2 3 4 5 6 M 8 9 10 11 12 13 14 15 B 17 18 19

